
BACHELORARBEIT

Herr
Daniel Günsche

**Quantitative Analyse
des dosimetrischen
Gesamtfehlers bei der
perkutanen Strahlentherapie**

Mittweida, 2014

BACHELORARBEIT

Quantitative Analyse des dosimetrischen Gesamtfehlers bei der perkutanen Strahlentherapie

Autor:
Herr

Daniel Günsche

Studiengang:
Physikalische Technik

Seminargruppe:
PT11wB-M

Erstprüfer:
Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer:
Dipl.-Phys. (med.) Kathleen Lorenz

Einreichung:
Mittweida, 14.09.2014

BACHELOR THESIS

Quantitative analysis of the total dosimetric error in radiation therapy

author:

Mr.

Daniel Günsche

course of studies:

physical engineering

seminar group:

PT11wB-M

first examiner:

Prof. Dr. Ralf Hinderer

second examiner:

Dipl.-Phys.(med.) Kathleen Lorenz

submission:

Mittweida, 14.09.2014

Bibliografische Beschreibung:

Günsche, Daniel:

Quantitative Analyse des dosimetrischen Gesamtfehlers bei der perkutanen Strahlentherapie. - 2014. - 9, 58, 21 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät für Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik, Bachelorarbeit, 2014

Referat:

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wurde eine quantitative Analyse des dosimetrischen Gesamtfehlers im strahlentherapeutischen Ablauf der Radioonkologie des Klinikum Chemnitz gGmbH durchgeführt. Untersucht wurden Dosisabweichungen, die durch CT-Zahl-Toleranzen des Computertomographen hervorgerufen werden. Weiterhin wurde das Bestrahlungsplanungssystem auf Fehlerquellen untersucht und die sich daraus ergebenden Unsicherheiten ermittelt. Abschließend wurden die Unsicherheiten des Bestrahlungsplanungssystems durch einen Vergleich berechneter und gemessener Werte bestätigt. Die Unsicherheiten der Einzelkomponenten wurden zu einem dosimetrischen Gesamtfehler zusammengefasst, der für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung 5,2 % und 4,6 % beträgt. Hierbei gehen die Unsicherheiten des Bestrahlungsplanungssystems zu 70 % in den Gesamtfehler ein. Der dosimetrische Gesamtfehler wurde mit veröffentlichten Toleranzen verglichen und diskutiert.

Inhalt

Inhalt	I
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VI
1 Einleitung.....	1
1.1 Motivation und Zielstellung	1
1.2 Aufgabenstellung.....	2
2 Grundlagen	5
2.1 Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie	7
2.2 Grundlagen der klinischen Dosimetrie	11
2.2.1 Dosisgrößen und Begriffe.....	11
2.2.2 Dosisverteilung	13
2.2.3 Dosismessung	16
2.2.4 Absolutdosimetrie	18
2.3 Bestrahlungsplanungssoftware.....	21
2.4 Umrechnung von CT-Zahlen in Dichtewerte	23
3 Material und Methoden	25
3.1 Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen.....	25
3.2 Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung	27
3.2.1 Unsicherheiten infolge von Dichteänderungen	28
3.2.2 Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters	28
3.2.3 Dosisabweichungen des Dosismodells	30
3.3 Vergleich berechnete und gemessene Dosen	32
3.4 Betrachtung des Gesamtfehlers	33
4 Ergebnisse.....	35
4.1 Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen.....	35
4.2 Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung	37

4.2.1	Unsicherheiten infolge von Dichteänderung.....	37
4.2.2	Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters	39
4.2.3	Dosisabweichung im Dosismodell.....	41
4.3	Vergleich berechnete und gemessene Dosen.....	45
4.4	Betrachtung des Gesamtfehlers.....	47
5	Diskussion.....	49
5.1	Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen	49
5.2	Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung.....	50
5.2.1	Unsicherheiten infolge von Dichteänderung.....	50
5.2.2	Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters	51
5.2.3	Dosisabweichungen im Dosismodell.....	53
5.3	Vergleich berechnete und gemessene Dosen.....	55
5.4	Betrachtung des Gesamtfehlers.....	55
6	Zusammenfassung	57
Literatur	59
Anlagen	63
Anlagen, Teil 1	A-I
Anlagen, Teil 2	A-IV
Anlagen, Teil 3	A-V
Anlagen, Teil 4	A-VIII
Anlagen, Teil 5	A-XIII
Anlagen, Teil 6	A-XVI
Anlagen, Teil 7	A-XIX
Selbstständigkeitserklärung	

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Statistik über die Häufigkeit der Krebserkrankungen.....	5
Abbildung 2: Anregung und Ionisation.....	8
Abbildung 3: Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten für Photonenstrahlung	9
Abbildung 4: Compton-Effekt.....	10
Abbildung 5: Verlauf einer TDK entlang des Zentralstrahls.....	13
Abbildung 6: Relative Tiefendosiskurven in Wasser	14
Abbildung 7: Dosisquerprofil.....	15
Abbildung 8: Aufbau einer Ionisationskammer.....	16
Abbildung 9: Strom-Spannungs-Charakteristik	17
Abbildung 10: Organisation der Maschinendaten	22
Abbildung 11: Funktioneller Zusammenhang zwischen CT-Zahl und Dichte	24
Abbildung 12: Elektronendichtephantom Model 062M.....	25
Abbildung 13: Pinnacle ³ -Phantom zur Dosisbestimmung	27
Abbildung 14: Pinnacle ³ -Phantom für Dosisrasterverschiebung und Rasterauflösung.....	30
Abbildung 15: Bereiche der Tiefendosiskurven und Querprofile	31
Abbildung 16: Pinnacle ³ -Wasserkasten.....	32
Abbildung 17: Regression der Dichte in Abhängigkeit von der CT-Zahl.....	35
Abbildung 18: Zusammenhang der relativen Dosis in Abhängigkeit von der Dichte.....	37
Abbildung 19: Dosisabfall.....	38
Abbildung 20: Normalverteilte Dichtefunktion der Dosegridverschiebung	40

Abbildung 21: Abweichung infolge einer Dosisrastergrößenänderung.....	41
Abbildung 22: Mittlere Abweichungen der TDK von 6 MV Photonen	42
Abbildung 23: Mittlere Abweichungen Querprofile von 6 MV Photonenstrahlung	43
Abbildung 24: Normalverteilung der Wasserphantommessung 6 MV Photonen.....	46
Abbildung 25: Normalverteilung der Wasserphantommessung 18 MV Photonen.....	46
Abbildung 26: Folgen einer Dosegridverschiebung	52
Abbildung 27: Verbesserung der Rasterauflösung	52
Abbildung 28: Verteilung der Dosisbereiche.....	54

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Geometrische Referenzbedingungen nach DIN 6800-2	18
Tabelle 2: CT-Zahl-Dichte-Tabelle des BPS Pinnacle ³	24
Tabelle 3: Relative Abweichung Dichte zu Dosis.....	36
Tabelle 4: Dosisabweichung in den ROI.....	39
Tabelle 5: Referenzwerte der Voxelgröße von 1 mm ³	40
Tabelle 6: 2 σ -Intervalle der Tiefendosiskurven von 6 und 18 MV Photonenstrahlung	42
Tabelle 7: 2 σ -Intervalle der Dosisquerverläufe von 6 und 18 MV Photonenstrahlung	44
Tabelle 8: Ergebnisse der Wasserphantommessung nach DIN 6800-2	45

Abkürzungsverzeichnis

BMU	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
BPS	Bestrahlungsplanungssystem
Co	Kobalt
CT	Computertomographie
Gy	Gray
HU	Hounds field-Units
IGRT	image guided radiotherapy
IMRT	Intensitätsmodulierte Radiotherapie
Kerma	Kinetik energy released per unit mass
kV	Kilovolt
LINAC	Linearbeschleuniger
MRT	Magnetresonanztomographie
MV	Megavolt
PET	Positronenemissionstomographie
POI	Point of Interest
ROI	Region of Interest
RöV	Röntgenverordnung
SSD	Source-Surface-Distance (Quellen-Oberflächenabstand)
SSK	Strahlenschutzkommission
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
TDK	Tiefendosiskurve
Voxel	Volumenelement

1 Einleitung

1.1 Motivation und Zielstellung

Die Strahlentherapie ist ein Behandlungskomplex, welcher aus einer Vielzahl diagnostischer und therapeutischer Verfahren besteht. Der therapeutische Nutzen der Strahlentherapie verschlechtert sich deutlich, sobald Abweichungen von der geplanten Dosis auftreten. Daraus kann eine Unterdosierung der Tumore resultieren, wodurch das Risiko von Tumorrezidiven ansteigt. Treten Überdosierungen auf, werden Tumore ausreichend mit Dosis versorgt, jedoch können Nebenwirkungen in strahlensensiblen Bereichen nicht tolerierbar zunehmen [11].

Für eine erfolgreich verlaufende Strahlenbehandlung ist es daher unumgänglich, dass die gerätetechnischen Komponenten des Behandlungskomplexes exakt kalibriert sind und unter Einhaltung gesetzlicher Vorschriften genutzt werden. Deshalb unterliegen die einzelnen gerätetechnischen Komponenten DIN/EN-Normen für physikalisch-technische Qualitätssicherungen und Konstanzprüfungen sowie Regelungen der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) und der Röntgenverordnung (RöV). Das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) hält in Kooperation mit Medizinphysik-Experten dazu an, physikalisch-technische Prüfungen des gesamten Systems durchzuführen. Der Grund hierfür ist die stetig wachsende Komplexität des strahlentherapeutischen Prozesses. Weiterhin bedarf es an Prüfungen von Einzelsystemen, da aufgrund des technischen Fortschritts einige Normen veraltet sind oder Lücken aufweisen [19]. Vordergründig sind in der Strahlentherapie neben geometrischen vor allem dosimetrische Aspekte, die einer expliziten Fehleranalyse unterzogen werden sollten. Durch die Quantifizierung des dosimetrischen Gesamtfehlers kann eine zielgerichtete Verbesserung der Qualität in der perkutanen Strahlentherapie erreicht und somit eine optimale Behandlung der Patienten gesichert werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, gemäß den Empfehlungen der Strahlenschutzkommission (SSK) einer Prüfung des Gesamtsystems nachzugehen, um den dosimetrischen Gesamtfehler der perkutanen Strahlentherapie bestimmen zu können.

Zu Beginn des Gesamtsystems stehen die zur Tumorlokalisation notwendigen bildgebenden Verfahren, wie die Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) und Ultraschallverfahren. Anhand dieser

bildgebenden Verfahren wird die medizinische und physikalische Bestrahlungsplanung durchgeführt. Der Facharzt legt in der medizinischen Bestrahlungsplanung das Zielvolumen fest und verschreibt die Dosis, welche im zu behandelnden Gewebe des Patienten eingebracht werden soll. Die Vorgaben des Arztes werden in der physikalischen Bestrahlungsplanung durch die Medizinphysik-Experten umgesetzt. Dabei werden unterschiedliche Bestrahlungstechniken angewandt. Die sich anschließende Simulation mittels einer Röntgenröhre und eines Bildempfängers dient der Einstellung von Lage und Verschiebungsparametern für die Bestrahlung. Die eigentliche Therapie erfolgt mittels eines klinischen Linearbeschleunigers, die letzte Komponente des Gesamtsystems bildet.

Für die Quantifizierung des dosimetrischen Gesamtfehlers ist vorwiegend die Analyse des Computertomographen und des Bestrahlungsplanungssystems (BPS) wesentlich [19]. Die Überprüfung der Dichtebestimmung durch den Computertomographen bildet die Grundlage einer exakten Dosisberechnung und Dosisverteilung. Die Untersuchung der Bestrahlungsplanungssysteme ist notwendig, da mit der Einführung neuer Bestrahlungstechniken und zunehmender Komplexität die Festlegungen in den vorgesehenen Normen nicht mehr ausreichen um vollständige und gewinnbringende Qualitätssicherungen durchzuführen.

1.2 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung dieser Arbeit lehnt sich an die Vorgaben der SSK. Gegenstand der Arbeit ist die Analyse der dosimetrischen Fehlerkette eines strahlentherapeutischen Prozesses. Zu Beginn der Fehlerkette steht die Computertomografie als bildgebendes Verfahren. Es sollen die Auswirkungen der Toleranzen bei der Dichtebestimmung des CT auf die Dosisberechnung untersucht und die daraus resultierende Unsicherheit verifiziert werden.

Im weiteren Vorgehen soll das Bestrahlungsplanungssystem (BPS) auf Fehlerquellen untersucht werden. Für die Findung von Fehlerquellen dieser Komponente des strahlentherapeutischen Komplexes ist es erforderlich, die grundlegende Struktur und die Funktionsweise des BPS zu verstehen. Darauf aufbauend sollen die Unsicherheiten, die aus der Bestrahlungsplanung hervorgehen, ermittelt und analysiert werden.

Am Ende der Fehlerkette steht die Untersuchung der Abweichung zwischen der berechneten und der tatsächlich gemessenen Dosis. Dafür soll im Bestrahlungsplanungssystem die Berechnung von Dosen an definierten Punkten erfolgen und mittels dosimetrischer Messverfahren überprüft werden. Die Untersuchung dieser

Einzelkomponenten soll letztendlich zu einem Ergebnis führen, welches den dosimetrischen Gesamtfehler des strahlentherapeutischen Komplexes entspricht.

2 Grundlagen

Aktuelle Statistiken zeigen, dass im Jahr 2010 477.300 Neuerkrankungen an Krebs in Deutschland registriert wurden. Für das Jahr 2014 werden rund 500.900 neue Krebserkrankungen erwartet. Mit einer Häufigkeit von 31,3 % ist eine maligne Erkrankung der Brustdrüse bei Frauen und mit 26,1 % das Prostatakarzinom bei Männern die am häufigsten auftretende Krebserkrankung (siehe Abbildung 1) [18].

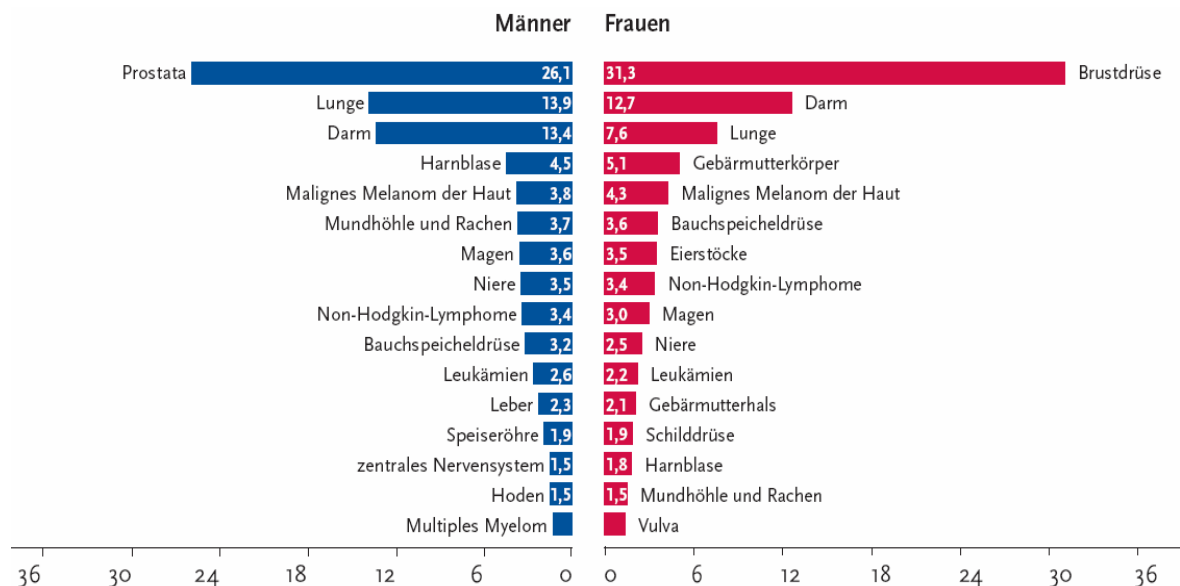


Abbildung 1: Statistik über die Häufigkeit der Krebserkrankungen

Relative Häufigkeiten der häufigsten Krebserkrankungen von Frauen und Männern in Deutschland im Jahre 2013 [18].

Zu den diagnostischen Verfahren, die eine Krebsdiagnose ermöglichen, gehören die bildgebenden Verfahren, Endoskopie und Laboruntersuchungen. Für die Sicherung der Diagnose ist jedoch eine histologische Untersuchung durch einen Pathologen zwingend erforderlich. Erst wenn der Pathologe Tumorzellen im Gewebe entdeckt hat, gilt die Krebsdiagnose als gesichert. Die Behandlung einer Krebserkrankung kann durch verschiedene Therapieformen erfolgen.

Die erste Stützstelle der Therapie bildet die operative Entfernung des Tumorgewebes. Durch neuartige Operationstechniken, wie die Laserchirurgie oder die mittels Endoskopie

durchgeführte minimal-invasive Chirurgie, können chirurgische Eingriffe so umfangreich wie nötig und schonend wie möglich durchgeführt werden. Neben operativen Eingriffen kann die Behandlung auf einem breiten Spektrum an Medikamenten aufgebaut werden. Diese Behandlungsform wird allgemein als Chemotherapie bezeichnet und kann in Form von Infusionen, Spritzen oder Tabletten erfolgen [2]. Die dritte Säule der Krebstherapie bildet die Behandlung mit ionisierender Strahlung. Die Strahlentherapie kann als alleinige Therapieform oder in Kombination mit einem chirurgischen Eingriff oder der Chemotherapie eingesetzt werden.

Die biologischen Folgen einer Strahlenbehandlung beruhen auf Beschädigungen der DNA-Moleküle der Krebszellen. Hierbei spielen vor allem Basenschäden und Vernetzungen die größten Rollen. Durch Basenschäden der DNA-Moleküle können Basen verändert werden oder verloren gehen, wodurch Mutationen der Krebszellen hervorgerufen werden. Vernetzungen treten zwischen verschiedenen Teilen des DNA-Moleküls, sowie zwischen dem DNA-Molekül und Proteinen auf. Weiterhin kann es zu Einzel- und Doppelstrangbrüchen der DNA-Stränge kommen, bei der ein einfallendes Strahlungsteilchen die Doppelhelix des DNA-Moleküls durchschlägt. Durch ein kombiniertes und lokale gehäuftes Auftreten dieser unterschiedlichen DNA-Schäden, können Krebszellen zerstört und eine Metastasierung verhindert werden.

Aufgrund ihrer Vielseitigkeit werden über 50 % aller Patienten im Laufe ihrer Erkrankung mit dieser Therapieform behandelt [2]. Hierbei kommen unterschiedlichste Formen der Strahlentherapie zum Einsatz. Die am häufigsten eingesetzte Form ist die perkutane Bestrahlung. Durch klinische Linearbeschleuniger wird Photonen- oder Elektronenstrahlung erzeugt, die von außen durch die Haut in das zu behandelnde Gewebe eindringt. Neben diesen Strahlenarten kommen jedoch auch Protonen und Schwerionen zum Einsatz, deren Erzeugung technisch erheblich aufwändiger ist. Durch den technischen Fortschritt gelingt es die Strahlen immer genauer im Zielgebiet zu applizieren. Hierbei stehen die stereotaktische Strahlentherapie, die intensitätsmodulierte Radiotherapie (IMRT) und die bildgesteuerte Strahlentherapie (IGRT) im Vordergrund [3].

Eine weitere Form der Strahlentherapie ist die so genannte Brachytherapie. Hier erfolgt eine Bestrahlung von Innen, indem eine radioaktive Quelle in den Tumor oder in die unmittelbare Umgebung eingebracht wird. Die Operation, die Chemotherapie und die Strahlentherapie bilden die drei Säulen der Krebsbehandlung. Darüber hinaus existieren weitere Behandlungsverfahren in der Krebstherapie. Dabei finden die noch junge molekularbiologische Therapie, die Knochenmark- und Blutstammzellentransplantation immer häufigere Anwendung in der Tumor- und Krebsbehandlung. Die genannten

Therapieformen werden ebenfalls in der Palliativtherapie, welche für Patienten mit fortgeschrittenen nicht heilbaren Krebserkrankungen, angewandt. Im Folgenden soll auf die perkutane Strahlentherapie eingegangen werden, die ionisierende Strahlung zur Krebsbehandlung nutzt.

2.1 Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie

Als ionisierende Strahlung bezeichnet man Strahlung, die beim Durchgang durch Materie Ionen erzeugen kann. Da die Bildung von Ionen auf unterschiedliche Stoßwechselwirkungen zurückzuführen ist, wird die Strahlung in direkt und indirekt ionisierende Strahlung unterteilt. Die aus elektrisch geladenen Teilchen wie Elektronen bestehende direkt ionisierende Strahlung ruft beim Durchtritt durch Materie direkt Ionisationen hervor. Bei Strahlung aus elektrisch neutralen Teilchen wie Photonen, handelt es sich um indirekt ionisierende Strahlung. Diese Strahlung erzeugt beim Durchtritt durch Materie geladene Sekundärteilchen, welche die eigentliche Ionisation hervorrufen. In der perkutanen Strahlentherapie macht man sich die Wechselwirkung der Elektronenstrahlung als auch die Wechselwirkungen der Photonenstrahlung zu Nutze [8].

Bei der Bestrahlung mit Elektronen kommt es zu kontinuierlichen Coulomb-Wechselwirkungen der einfallenden Elektronen mit den Hüllenelektronen des durchstrahlten Gewebes. Das Resultat dieser Wechselwirkungen sind Anregungen oder Ionisationen der Atome und Moleküle im Gewebe. Unter Ionisation versteht man das Herausschlagen eines Hüllenelektrons aus der Atomhülle. Um eine Ionisation hervorrufen zu können, muss die kinetische Energie des einfallenden Elektrons größer sein als die Bindungsenergie des Hüllenelektrons. Reicht die kinetische Energie nicht aus um eine Ionisation hervorzurufen, so kann das Atom in einen angeregten Zustand übergehen. Dabei wird ein Teil der kinetischen Energie des einfallenden Elektrons auf ein Hüllenelektron übertragen, wodurch es auf ein höheres Energieniveau übergehen kann. Beide Wechselwirkungen führen zu einer Streuung des einfallenden Elektrons an dem Hüllenelektron (siehe Abbildung 2).

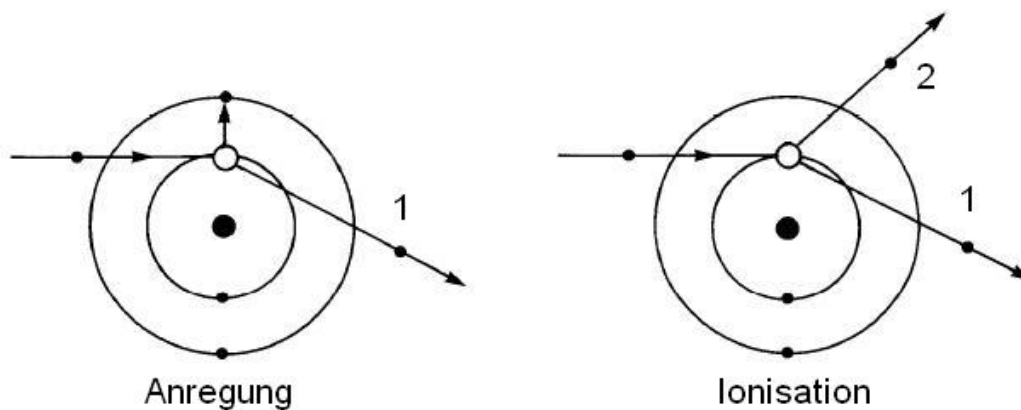


Abbildung 2: Anregung und Ionisation

Bei der Anregung eines Atoms überträgt das einfallende Elektron einen Teil seiner kinetischen Energie auf das Hüllenelektron, welches auf ein höheres Energieniveau angehoben wird (links). Bei einem Ionisationsvorgang (rechts) wird das Hüllenelektron aus der Elektronenhülle herausgeschlagen (2). In beiden Fällen wird das einfallende Elektron gestreut (1) [10].

Die Wechselwirkung indirekt ionisierender Strahlung unterscheidet sich prinzipiell von der direkt ionisierenden Strahlung. Im Gegensatz zu den elektrisch geladenen Teilchen der direkt ionisierenden Strahlung sind Photonen in der Lage, im Gewebe größere Strecken zurückzulegen. Daher wird Elektronenstrahlung zur Behandlung oberflächennaher Strukturen eingesetzt, während die Anwendung von Photonenstrahlung für tiefer gelegene Areale indiziert ist. Des Weiteren verlaufen die Wechselwirkungen indirekt ionisierender Strahlung in zwei Wechselwirkungsstufen. Die erste Stufe stellt eine elementare Wechselwirkung der einfallenden Photonen mit den Hüllenelektronen dar. Die dominierende Wechselwirkung in der Strahlentherapie ist aufgrund der genutzten Photonenenergiespektren zwischen 6 MV und 20 MV der so genannte Compton-Effekt (siehe Abbildung 3) [10].

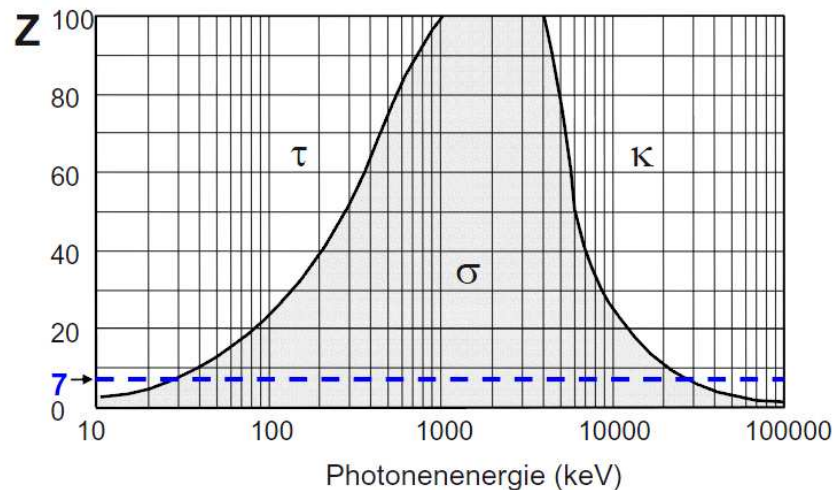


Abbildung 3: Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten für Photonenstrahlung

Für die genutzten Photonenenergien von 6 MV und 18 MV ist der Compton-Effekt (σ) für die Ordnungszahlen Z von Gewebe, Wasser und Phantommaterialien (gestrichelte blaue Linie) am wahrscheinlichsten. Mit abnehmender Energie nimmt die Wahrscheinlichkeit für den Photoeffekt (τ) zu. Nimmt die Energie zu, so tritt die Paarbildung (κ) in den Vordergrund [10].

Unter dem Compton-Effekt versteht man die Wechselwirkung eines Photons mit einem Hüllenelektron der äußeren Elektronenschale. Das einfallende Photon wird an dem Hüllenelektron unter einem Energietransfer bevorzugt vorwärts gestreut und dringt weiter in das Gewebe ein, wodurch weitere Wechselwirkungsprozesse hervorgerufen werden. Das Hüllenelektron wird durch den Wechselwirkungsprozess aus der Elektronenschale herausgeschlagen (siehe Abbildung 4) und bildet zusammen mit einer Vielzahl weiterer Compton-Elektronen einen Sekundärelektronenfluss. Die Sekundärelektronen geben in der zweiten Wechselwirkungsstufe ihre kinetische Energie an das umliegende Gewebe ab und erzeugen so Anregungen und Ionisationen, wie es bereits unter der direkt ionisierenden Strahlung erläutert wurde.

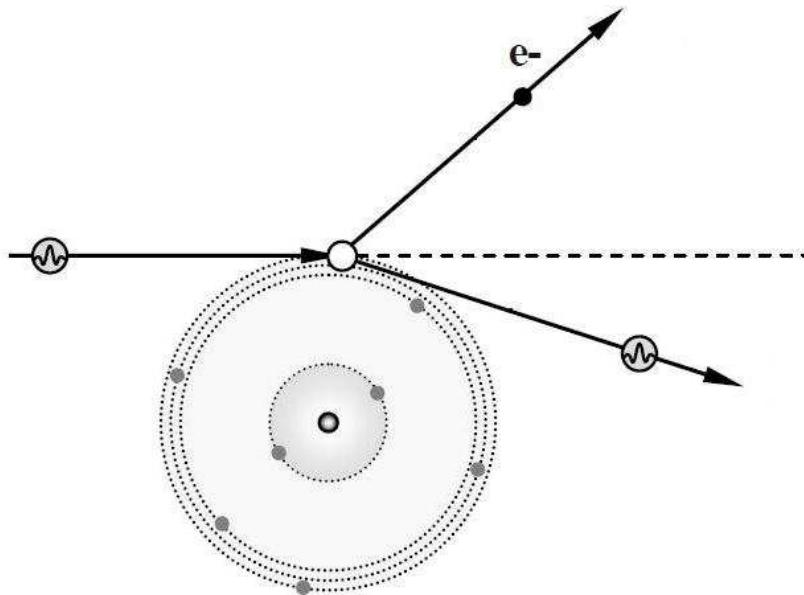


Abbildung 4: Compton-Effekt

Das einfallende Photon wechselwirkt unter Energieabgabe mit einem äußeren Hüllenelektron. Es folgt eine Streuung des einfallenden Photons an dem Hüllenelektron. Das Hüllenelektron wird aus der Elektronenhülle herausgeschlagen und bildet mit anderen Compton-Elektronen einen Sekundärelektronenfluss [10].

Das Resultat der Wechselwirkungsprozesse ist eine Deponierung der kinetischen Energie im zu behandelnden Gewebe des Patienten, wodurch die biologischen Wirkungen hervorgerufen werden. Diesen beiden Wechselwirkungsstufen können physikalische Messgrößen zugeordnet und messtechnisch mit Hilfe der Dosimetrie erfasst werden.

Die Strahlentherapie nutzt die biologische Wirkung ionisierender Strahlung, die im zu behandelnden Gewebe hervorgerufen wird. Hierbei kommt es zu direkten oder indirekten Veränderungen an biologisch aktiven Molekülen wie DNA, Enzymen und Membranbestandteilen. Unter direkter Strahlenwirkung versteht man die direkte Anregung oder Ionisation von Biomolekülen und die daraus entstehenden Veränderungen der Biomoleküle. Bei indirekter Strahlenwirkung resultieren Veränderungen der Biomoleküle aus angeregten oder ionisierten Wassermolekülen [21].

2.2 Grundlagen der klinischen Dosimetrie

Die klinische Dosimetrie beschreibt die Anwendung quantitativer Dosismessverfahren im medizinischen Gebrauch, die im unmittelbaren Zusammenhang mit der Nutzung ionisierender Strahlung stehen. Die klinische Dosimetrie ist ein wesentlicher Bestandteil der physikalischen Qualitätssicherung und dient der zuverlässigen Anwendung ionisierender Strahlung in der Medizin [11]. Hierzu ist die Kenntnis verschiedener Dosisgrößen vonnöten.

2.2.1 Dosisgrößen und Begriffe

Die Kerma (kinetic energy released per unit mass) ist eine Messgröße der ersten Wechselwirkungsstufe und wird für indirekt ionisierende Strahlung betrachtet. Die Kerma beschreibt die kinetische Energie, die in einem Massenelement dm auf die, durch ionisierende Strahlung erzeugten, Sekundärteilchen übertragen wird:

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm} \quad . \quad (2.1)$$

$$[K] = Gy$$

Die Bindungsenergie und die Erzeugungsrate der Sekundärteilchen, wie z.B. Hüllenelektronen, sowie die dadurch freigesetzte kinetische Energie sind von den Eigenschaften des durchstrahlten Gewebes abhängig. Deshalb ändert sich die Kerma bei gleich bleibender Strahlungsqualität und Strahlungsart mit dem betroffenen Medium.

Das eigentliche Ziel der Dosimetrie sind die Wechselwirkungen der zweiten Stufe [7]. Physikalische Messgrößen die zu dieser zweiten Wechselwirkungsstufe gehören sind die Ionendosis und die Energiedosis.

Die Ionendosis J ist die durch ionisierende Strahlung erzeugte elektrische Ladung eines durchstrahlten Massenelementes dm der Luft:

$$J = \frac{dQ}{dm_L} = \frac{1}{\rho_L} \cdot \frac{dQ}{dV} \quad . \quad (2.2)$$

$$[J] = \frac{C}{kg}$$

Die Energiedosis D ist die, in einem Massenelement dm , absorbierte Energie dE_{abs} ionisierender Strahlung:

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{abs}}{dV} \quad . \quad (2.3)$$

$$[D] = \frac{J}{kg} = Gy$$

Bezieht man die Energiedosis auf die Zeit, so erhält man die Dosisleistung:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad . \quad (2.4)$$

$$[\dot{D}] = \frac{Gy}{s}$$

Die biologische Wirkung ionisierender Strahlung wird überwiegend durch die Energiedosis bestimmt. Daher ist die primäre Aufgabe der klinischen Dosimetrie die Messung der Energiedosis, woraus Tiefendosiscurven und Dosisquerprofile bestimmt werden können [11].

2.2.2 Dosisverteilung

Unter der Dosisverteilung ionisierender Strahlung versteht man die räumliche Verteilung der Energiedosis in einem bestrahlten Medium. Die Dosisverteilung ist abhängig von den physikalischen Eigenschaften des absorbierenden Mediums sowie der Strahlungsart und der Strahlenqualität. Moderne Bestrahlungsplanungssysteme (BPS) bieten die Möglichkeit Dosisverteilungen im menschlichen Körper als zwei- bzw. dreidimensionale Isodosen darzustellen. In der Dosimetrie nutzt man hingegen die Darstellung der Dosisverteilung ionisierender Strahlung als relative Tiefendosiskurven (TDK) oder relative Dosisquerprofile. Allgemein beschreiben Tiefendosisverteilungen therapeutischer Strahlenbündel absolute oder normierte relative Energiedosisverteilungen entlang des Zentralstrahls oder auf einer parallel zu diesem verlaufenden Linie (siehe Abbildung 5). Die Tiefendosiskurve (TDK) mit dem dosimetrisch höchsten Wert ist die, auf das Dosismaximum normierte, relative Tiefendosis [11].

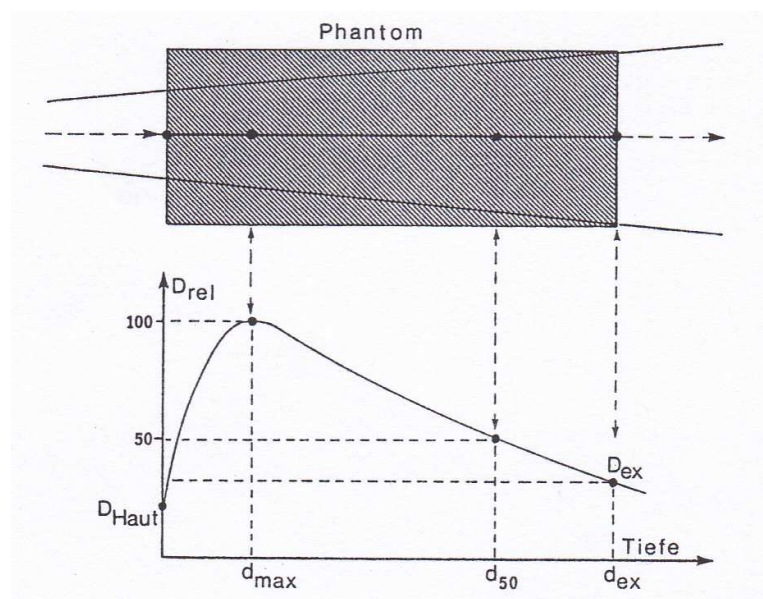


Abbildung 5: Verlauf einer TDK entlang des Zentralstrahls

Beim Eintritt des Strahls erfolgt zunächst ein Anwachsen der Dosis von der relativen Hautdosis D_{Haut} bis zu einem Dosismaximum d_{max} . Im weiteren Verlauf des Strahls in der Tiefe des Phantoms, fällt die Energiedosis relativ langsam ab [9].

Die Tiefendosiskurve lässt sich durch zwei charakteristische Bereiche beschreiben. Der erste Bereich beginnt mit dem Eintritt der Photonen in das Medium bis hin zum Maximum der Energiedosis. Dieser Abschnitt wird als Aufbaubereich bezeichnet. Der Dosisanstieg ist auf die in *Kapitel 2.1* beschriebenen Wechselwirkungen zurückzuführen. Die

Überlagerung der Sekundärelektronen der einzelnen Schichttiefen führt zu einer Erhöhung des Teilchenflusses und somit zum Anstieg des Energieeintrags im Medium. Innerhalb der maximalen Reichweite der Sekundärelektronen aus der ersten Schicht nimmt dieser Teilchenfluss stetig zu, wodurch ein Anwachsen der Dosis resultiert. Das Maximum der Dosis wird bei der mittleren Reichweite der Sekundärelektronen aus den oberflächennahen Schichten erreicht. Aus *Abbildung 6* geht hervor, dass mit steigender mittlerer Photonenenergie das Dosismaximum, unter gleichzeitiger Abnahme der Oberflächendosis, zu größeren Tiefen hin verschoben wird.

Der zweite charakteristische Abschnitt beginnt nach dem Durchlaufen des Dosismaximums. Hier fällt die Dosis mit zunehmender Eindringtiefe langsam ab, da die Sekundärelektronen ihre maximale Reichweite erreicht und ihre kinetische Energie an das umliegende Gewebe abgegeben haben. Der Verlauf der Kurve resultiert aus der Überlagerung des Abstandsquadratgesetzes und der Schwächung des Strahlenbündels im Medium und der dabei übertragenen Energie [11].

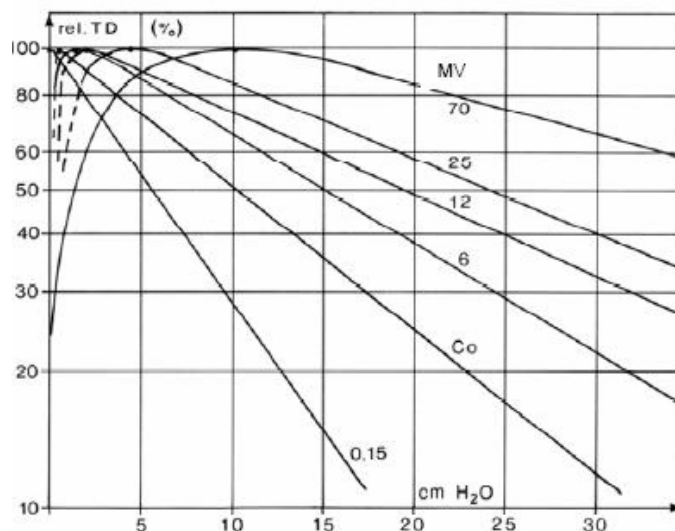


Abbildung 6: Relative Tiefendosiskurven in Wasser

Mit zunehmender Photonenenergie wird das Dosismaximum zu größeren Tiefen hin verschoben wird [11].

Die Dosisverteilungen in Ebenen oder Linien senkrecht zur einfallenden ionisierenden Strahlung werden als Dosisquerprofile bezeichnet. Das Strahlenfeld wird durch Kollimatoren und Blenden geometrisch begrenzt, wodurch das Dosisquerprofil einen Verlauf annimmt, wie er in *Abbildung 7* gezeigt wird.

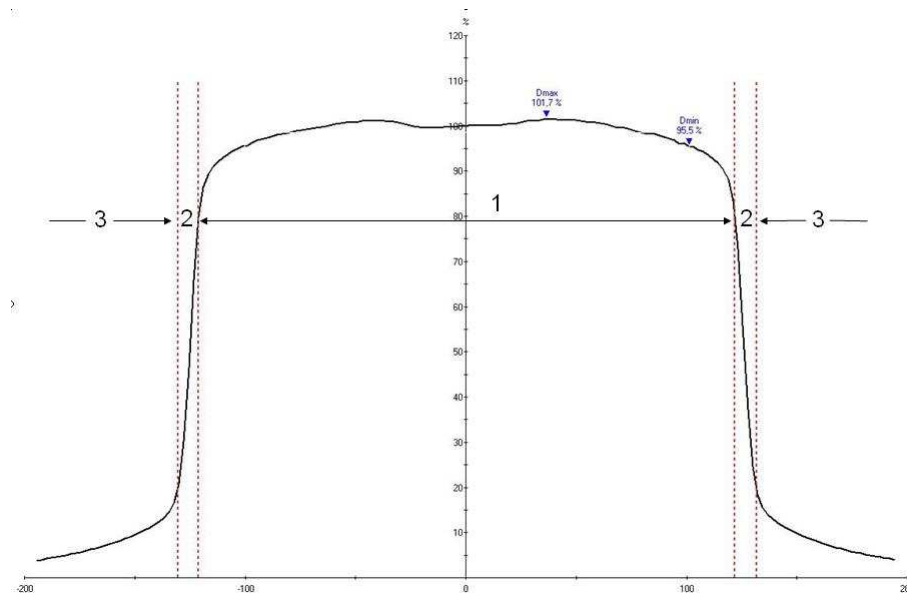


Abbildung 7: Dosisquerprofil

Das Dosisquerprofil unterteilt sich in das Gebiet des Zentralstrahls (1), den Penumbrabereich (2) und den Bereich der Transmission (3) [14].

Aufgrund der geometrischen Begrenzung des Strahlenfeldes werden dem Dosisquerprofil drei charakteristische Bereiche aufgeprägt. Der therapeutisch wichtigste Bereich ist derjenige des Zentralgebietes. In diesem Bereich erfolgt die Analyse der maximalen und minimalen Dosis D_{\max} und D_{\min} , sowie die daraus ermittelte Homogenität und Symmetrie der Strahlprofile. An den Feldrändern punktförmiger und endlich ausgedehnter Strahlungsquellen entsteht durch Streustrahlung und der Transmission durch Blendenkanten ein Halbschatten- oder Penumbrabereich. Die Breite des Penumbrabereiches wird durch einen Dosisabfall von 80 % auf 20 % definiert [5] und beträgt für klinische Linearbeschleuniger nur wenige Millimeter. Der Penumbrabereich geht letztendlich in den Transmissionsbereich über. Die Dosis dieser Strahlausläufer beträgt weniger als 20 % gegenüber der Dosis im Zentralstrahl [11].

Die Kenntnis über die räumliche Verteilung der Dosis ist wesentlich für die präzise Applikation der Dosis im menschlichen Gewebe. Um eine Strahlenbehandlung erfolgreich

durchführen zu können, ist eine genaue dosimetrische Überprüfung dieser Dosisverteilungen zwingend erforderlich.

2.2.3 Dosismessung

Die wichtigsten Detektoren für die klinische Dosimetrie sind luftgefüllte Ionisationskammern [11]. Bei einer Strahlenexposition von Luft kommt es zu einer Ionisation, bei der negativ geladene Elektronen und positiv geladene Ionen erzeugt werden. Detektoren die diese Ladungsträger durch elektrische Felder trennen und sammeln, werden als Ionisationskammern bezeichnet. Die Funktionsweise der Ionisationskammern beruht auf einer parallelen Anordnung von zwei Kammerelektroden. Durch den Anschluss einer Gleichspannungsquelle wird zwischen den Elektroden ein elektrisches Feld erzeugt. Die Ladungsträger werden auf die jeweils entgegengesetzt gepolte Elektrode beschleunigt und gesammelt (siehe Abbildung 8).

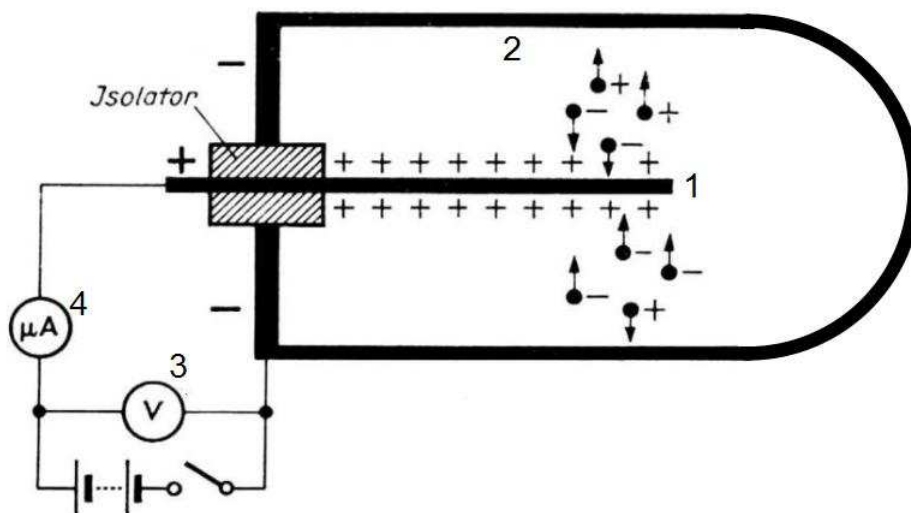


Abbildung 8: Aufbau einer Ionisationskammer

Die ionisierende Strahlung gelangt in das luftgefüllte Kammervolumen. Die erzeugten Ladungsträger werden mit Hilfe der angelegten Gleichspannung getrennt und von der Kathode (2) und der Anode (1) gesammelt. Der Strom wird mittels Amperemeter (4) und die Spannung mit einem Voltmeter (3) gemessen [12].

Um eine effektive Sammlung der Ladungsträger zu gewährleisten, sind definierte Spannungen zu verwenden. Werden zu niedrige Spannungen angelegt können die gebildeten Ladungsträger nicht schnell genug voneinander getrennt werden. Die Folge sind Rekombinationen, welche zu Ladungsverlusten führen.

Unter Rekombination versteht man die Bildung neutraler Atome oder Moleküle nach der Wechselwirkung entgegengesetzt geladener Teilchen. Dabei ist zwischen der Anfangs- und der Volumenrekombination zu unterscheiden. Unter Anfangsrekombination versteht man die Rekombination entgegengesetzt geladener Teilchen, die aufgrund großer räumlicher Nähe innerhalb einer einzelnen Bahnspur eines Teilchens erfolgen. Beim Verlassen der Bahnspur wechselwirken die geladenen Teilchen mit Ladungsträgern anderer Bahnspuren, wodurch eine teilweise Rekombination hervorgerufen wird. Dieser Vorgang wird als Volumenrekombination bezeichnet [11].

Um solche Rekombinationen zu vermeiden, wird die Kammer Spannung erhöht, wodurch die Rekombinationsrate sinkt. Das Resultat ist eine effektivere Ladungstrennung und -sammlung, weshalb sich der Kammerstrom erhöht. Innerhalb des Rekombinationsbereichs nimmt der Kammerstrom proportional zur Kammer Spannung zu, wie es aus der Strom-Spannungs-Charakteristik in *Abbildung 9* hervorgeht. Eine schnelle und nahezu vollständige Ladungstrennung kann erzielt werden, wenn die Kammer Spannung über den Rekombinationsbereich hinaus erhöht wird. Im Sättigungsbereich verschwinden weitgehend alle Rekombinationsverluste und der Kammerstrom nähert sich asymptotisch einem Sättigungswert.

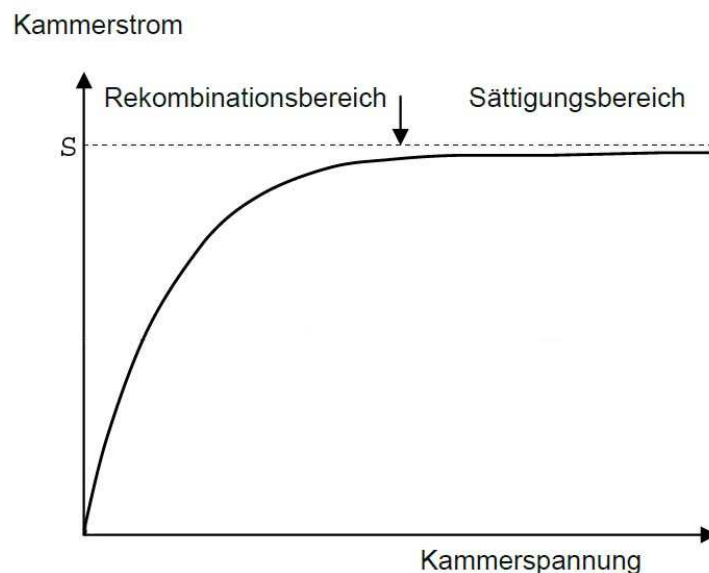


Abbildung 9: Strom-Spannungs-Charakteristik

Die Strom-Spannungs-Charakteristik zeigt im Rekombinationsbereich eine Proportionalität zwischen Kammerstrom und Kammer Spannung. Wird die Kammer Spannung erhöht, wächst der Strom weiter an und geht in den Sättigungsbereich über. Im Sättigungsbereich verschwinden nahezu alle Rekombinationsverluste und der Kammerstrom nähert sich einem Sättigungswert S [11].

2.2.4 Absolutdosimetrie

In der Abteilung für Strahlenphysik am Klinikum Chemnitz werden gemäß DIN 6800-2 Konstanzprüfungen der klinischen Linearbeschleuniger (LINAC) durchgeführt. Bestandteil dieser Jahreskonstanzprüfungen sind Überprüfungen von Maschinenteilen wie Blenden, Gantry und Patiententisch, sowie die Kontrolle der Lage des Isozentrums zum Laserkreuz. Weiterhin ist in den Konstanzprüfungen die Durchführung der Absolutdosimetrie vorgesehen. Die Durchführung der Absolutdosimetrie der Photonenstrahlung erfolgt nach [4] unter den in *Tabelle 1* angegebenen geometrischen Referenzbedingungen.

Tabelle 1: Geometrische Referenzbedingungen nach DIN 6800-2

Messtiefe [cm]	Feldgröße an der Oberfläche [cm x cm]	Fokus-Oberflächen- Abstand [cm]
10	10 x 10	100

Unter diesen Bedingungen soll die Dosis im Dosismaximum 100 cGy betragen, wenn 100 MU abgestrahlt werden. Da die Messbedingungen in der Regel von den Referenzbedingungen bei der Kalibrierung der Ionisationskammer abweichen, ist eine Korrektur der gemessenen Wasserenergiedosis M durch Korrekturfaktoren notwendig. Die Ermittlung des korrigierten Messwertes D_w erfolgt nach [4] mittels:

$$D_w = k_r \cdot k_\rho \cdot k_Q \cdot k_s \cdot k_{pol} \cdot M . \quad (2.5)$$

Werden Ionisationskammern im Kalibrierlaboratorium kalibriert, so wird der Bezugspunkt der Kammer in die entsprechende Bezugstiefe im Phantom eingebracht. Bei der Messung der Wasserenergiedosis nach *Gleichung 2.5* treten jedoch Dichteunterschiede zwischen der luftgefüllten Ionisationskammer und dem Phantommaterial auf, wodurch die Wechselwirkungsrate in der Sonde abnimmt [11]. Das gemessene Kammersignal entspricht nicht mehr der Energiedosis des ungestörten Phantommaterials, weshalb die Sonde um einen definierten Abstand verschoben werden muss. Durch experimentelle und theoretische Untersuchungen wurde gezeigt, dass diese Messortverschiebung etwa dem halben Kammerradius ($r/2$) entspricht [11]. Die Berechnung des Korrekturfaktors k_r für

die Berücksichtigung des Verdrängungseffektes von Ionisationskammern bei der Kalibrierung und der Messung erfolgt mit:

$$k_r = 1 + |\delta| \cdot \frac{r}{2} \quad . \quad (2.6)$$

$|\delta|$ ist hier der Betrag des Gradienten der Tiefendosiskurve und kann aus dem Anstieg der TDK am Kalibrierort berechnet werden. Unter den geometrischen Referenzbedingungen gilt $|\delta| = 0,006\text{mm}^{-1}$ [4].

Aufgrund des sich stets ändernden Luftdruckes p und der Temperatur T , erfolgt bei offenen Ionisationskammern eine Korrektur k_p für die Luftdichte durch:

$$k_p = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{T}{T_0} \quad . \quad (2.7)$$

Die Bezugswerte von Luftdruck und Temperatur sind $p_0=101,325\text{ kPa}$ und $T_0=293,15\text{ K}$ [4].

Die Änderung des Ansprechvermögens der Ionisationskammer durch die Verwendung der Strahlungsqualität Q unter den genannten Referenzbedingungen, wird durch den Korrektionsfaktor k_Q berücksichtigt. Nach [4] berechnet sich der Strahlungsqualitätsindex Q aus dem Verhältnis der Anzeigen in den Messtiefen 20 cm (M_{20}) und 10 cm (M_{10}):

$$Q = 1,2661 \cdot \frac{M_{20}}{M_{10}} - 0,0595 \quad . \quad (2.8)$$

Nachdem der Strahlungsqualitätsindex ermittelt wurde, kann der Korrektionsfaktor k_Q für die verwendete Ionisationskammer aus den Tabellen der DIN 6800-2 entnommen werden.

Weiterhin kann das Ansprechvermögen der Ionisationskammer durch die Polarität der Kammerspannung beeinflusst werden. Die Ursache liegt in den Primär- und

Sekundärelektronen, die aus dem umgebenden Material in die Messelektrode ein- und austreten. Die Folge ist eine unterschiedliche Bilanz dieser Elektronen beim Umpolen der Kammer Spannung, wodurch eine Differenz aus den Ladungen entsteht und zu einer Erhöhung oder Erniedrigung der Dosimeteranzeige führt. Der Polaritätseffekt wird durch den Korrektionsfaktor k_{pol} berücksichtigt und berechnet sich nach:

$$k_{pol} = \frac{\left(\frac{M_1 + M_2}{M_1} \right)_{Q,E}}{\left(\frac{M_1 + M_2}{M_1} \right)_{Co}} . \quad (2.9)$$

M_1 und M_2 sind hierbei die Anzeigen des Dosimeters bei gewöhnlicher und umgepolter Spannung. Der Index Q,E bezieht sich auf eine bestimmte Bestrahlungssituation und der Index Co für die Referenzsituation einer Messung mit ^{60}Co -Gammastrahlung.

Die in *Kapitel 2.2.3* erläuterten Rekombinationsverluste durch unvollständige Ladungstrennung werden durch den Korrektionsfaktor k_s berücksichtigt:

$$k_s = 1 + \frac{\gamma + \delta \cdot D^P}{U} . \quad (2.10)$$

D^P ist die Wasserenergiedosis pro Puls am Messort und wird in mGy angegeben. Der Koeffizient γ berücksichtigt die Verluste durch die Anfangsrekombination und Diffusion, während δ die Volumenrekombination berücksichtigt. Für diese drei Koeffizienten stehen kammer-spezifische Werte in einer Tabelle der DIN 6800-2 zur Verfügung.

Neben der dosimetrischen Qualitätssicherung gehört die physikalische Bestrahlungsplanung mittels einer Bestrahlungsplanungssoftware zu den Hauptaufgaben der Medizinphysik-Experten in der Strahlentherapie.

2.3 Bestrahlungsplanungssoftware

Unter der physikalischen Bestrahlungsplanung versteht man die Umsetzung und Realisierung der vom Arzt angeordneten Dosis. Hierbei werden Dosen und die Dosisverteilung durch das Bestrahlungsplanungssystem berechnet und dargestellt. Ziel bringend ist dabei die Anwendung unterschiedlichster Bestrahlungstechniken und den dazugehörigen Bestrahlungsfeldern [19].

Am Klinikum Chemnitz wird für die Bestrahlungsplanung die Software Pinnacle³ der Firma Philips genutzt. Dieses Bestrahlungsplanungsprogramm stellt Tools zum Erstellen und Auswerten von Bestrahlungsplänen für Photonen- und Elektronenstrahlung bereit. Weiterhin enthält Pinnacle³ die Möglichkeit erstellte Pläne zu simulieren. Die Berechnung der Dosis basiert auf einem 3D-Dosisberechnungsalgorithmus, dem so genannten Collapsed Cone Algorithmus. Dieses Superpositions-Dosismodell beruht auf einer echten 3D-Faltung und berücksichtigt die Effekte für primäre und sekundäre Streuung, die an inhomogenen Bereichen auftreten [13].

Das von Pinnacle³ genutzte Dosismodell arbeitet mit einem begrenzten Satz von Messdaten. Diese Daten werden mittels Tiefendosis- und Querverteilungsmessungen im Wasserphantom unter unterschiedlichen Feldgeometrien und Strahlungsmodalitäten aufgenommen (siehe Abbildung 10). Nach Eingabe der Maschinenparameter- und Messdaten, werden Felder für die entsprechenden Bestrahlungsmodalitäten modelliert. Der Berechnungsalgorithmus beruht jedoch nicht auf Messungen sondern auf einem daraus generierten Dosismodell. Die Messdaten werden lediglich für einen Vergleich zwischen berechneten Dosisprofilen und Messdaten herangezogen. Durch wiederholte Einstellung der Dosismodellparameter und Bewertung der Übereinstimmung zwischen den berechneten und gemessenen Daten kann ein Dosismodell erstellt werden, welches die Ausgabe (Output) der Maschine exakt charakterisiert [16].

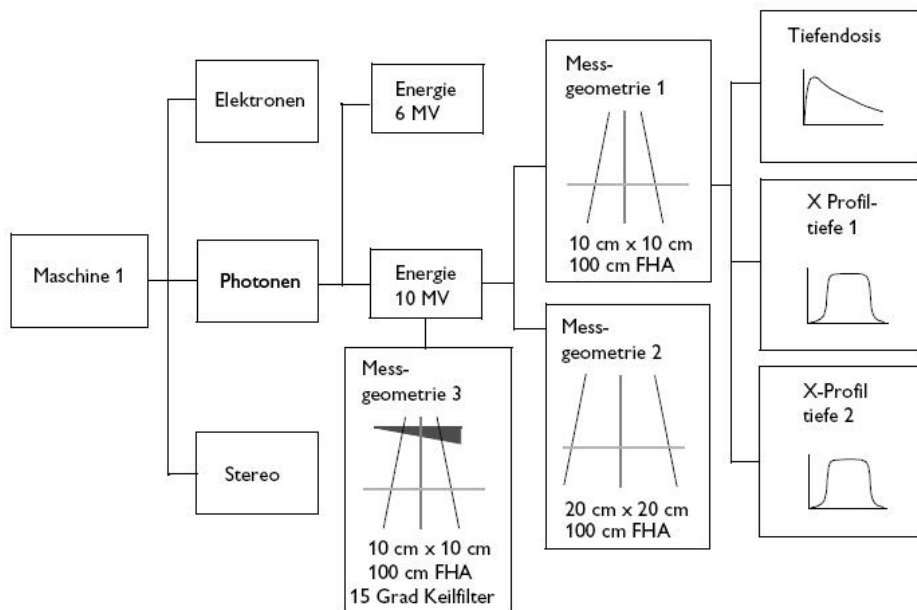


Abbildung 10: Organisation der Maschinendaten

Die gemessenen Maschinendaten werden für Photonen-, Elektronen- und stereotaktische Felder in der Maschinendatenbank nach Energie und Messgeometrie angeordnet [16].

Nachdem Planungssystem ausreichend viele Messdaten zur Anpassung der Outputfaktoren zugeführt wurden, können die Dosen für die Strahlenbehandlung individuell berechnet werden. Die Dosisberechnungen erfolgen in einem Dosisraster für Dichten größer $0,6 \text{ g/cm}^3$. Das Dosisraster definiert die Voxelgröße, für welche die Dosis berechnet werden soll. Mit höheren Dosisrasterauflösungen können genauere Berechnungen der Monitoreinheiten erzielt werden. Eine höhere Dosisrasterauflösung geht jedoch mit einem erhöhten Rechenaufwand einher, weshalb die Dosisrasterauflösung so groß wie möglich und so klein wie nötig gewählt werden sollte. Die Bewertung der berechneten Dosisverteilung erfolgt in festgelegten Regionen oder Punkten, welche vom Facharzt und Medizinphysik-Experten festgelegt werden. Eine interessierende Region (Region of Interest – ROI) stellt eine Kontur dar, die die Grenze eines für die Bestrahlung interessierenden Bereichs bildet. Hierzu gehören unter anderem das Zielvolumen und die strahlungsempfindlichen Risikoorgane. Interessierende Punkte (Point of Interest – POI) können als Isozentren oder Referenzpunkte verwendet werden. Nach der Dosisberechnung können anhand von POI Punktdosisinformationen abgerufen werden [17].

2.4 Umrechnung von CT-Zahlen in Dichtewerte

Die physikalische Bestrahlungsplanung erfolgt auf der Grundlage von Computertomographiebildern (CT-Bilder). Neben den anatomischen Strukturen enthalten die Aufnahmen der Computertomographie Informationen über die Dichtewerte des zu bestrahlenden Gewebes. In den CT-Bildern liegen die Dichtewerte als Graustufenwerte vor und werden vom Planungssystem umgerechnet. Jeder Graustufe wird bei der Bildrekonstruktion eine so genannte CT-Zahl zugeordnet, welche definiert wird durch:

$$CT - Zahl = \frac{\mu_{Gewbe} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000 [HU]. \quad (2.11)$$

Der in der Definition enthaltene lineare Schwächungskoeffizient μ ist abhängig von der verwendeten Strahlungsenergie und wird deshalb relativ auf den Schwächungskoeffizienten von Wasser bezogen. So erhält man die näherungsweise energieunabhängigen CT-Werte in Hounsfield units (HU), die ein Maß für die Schwächung der Photonenstrahlung darstellen [20].

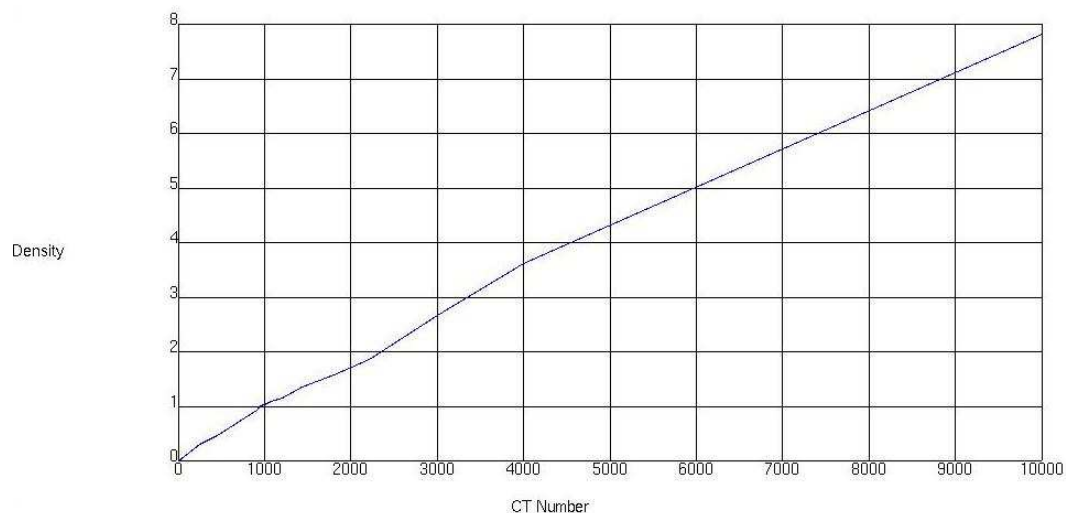
Die Umrechnung der CT-Zahlen in Dichtewerte erfolgt im Bestrahlungsplanungssystem (BPS) mit Hilfe einer hinterlegten CT-Zahl-Dichte-Tabelle (siehe Tabelle 2). Während der Bestrahlungsplanung liest das BPS die CT-Zahlen und bestimmt anschließend die Dichte jedes Voxels (Volumenelement) der gescannten Gewebsschicht. Die Dichteangaben, welche aus der CT-Zahl-Dichte-Tabelle ausgelesen werden, sind für die Bestimmung der Massenschwächungskoeffizienten und für die Dichteskalierung notwendig [17].

Tabelle 2: CT-Zahl-Dichte-Tabelle des BPS Pinnacle³

Die Tabelle zeigt die im BPS Pinnacle³ hinterlegten Dichtewerte und die zugehörigen CT-Zahlen.

Dichte [g/cm ³]	CT-Zahl [HU]
0,000	0
0,300	244
0,450	455
0,920	913
0,990	956
1,015	999
1,020	1006
1,045	1023
1,080	1077
1,145	1209
1,340	1438
1,560	1801
1,840	2211
2,650	3000
3,600	4000

Die Dichtewerte und die daraus resultierenden CT-Zahlen wurden experimentell mittels eines CT-Phantoms (siehe Abbildung 12) ermittelt. Da in der CT-Zahl-Dichte-Tabelle nicht alle CT-Werte und damit nicht alle Dichtewerte hinterlegt sind, interpoliert das Planungssystem aus dem funktionellen Zusammenhang die Dichtewerte des gesamten CT-Werte-Spektrums. Durch ein Offset der im BPS hinterlegten CT-Zahl-Dichte-Tabelle von +1000 HU, entspricht die Dichte der Luft nun einer CT-Zahl von 0 HU.

**Abbildung 11: Funktioneller Zusammenhang zwischen CT-Zahl und Dichte**

Der funktionelle Zusammenhang zeigt die Abhängigkeit der Dichte (g/cm³) von der CT-Zahl (HU) [BPS Pinnacle³].

3 Material und Methoden

3.1 Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen

Die Bestrahlungsplanung und somit die Dosisberechnung erfolgt auf der Grundlage von CT-Bildern und den damit verknüpften Dichtewerten. Für die Ermittlung der maximalen Unsicherheit der berechneten Dosis ist die Kenntnis des Fehlers der CT-Zahlen notwendig. Durch die vierteljährliche Konstanzprüfung des Computertomographen mit Hilfe eines CT-Phantoms, wie es in *Abbildung 12* zu sehen ist, können präzise Korrelationen des CT-Datensatzes mit der Elektronendichte verschiedener Gewebe ermöglicht werden. Die maximale Unsicherheit der CT-Zahlen beträgt ± 4 HU.

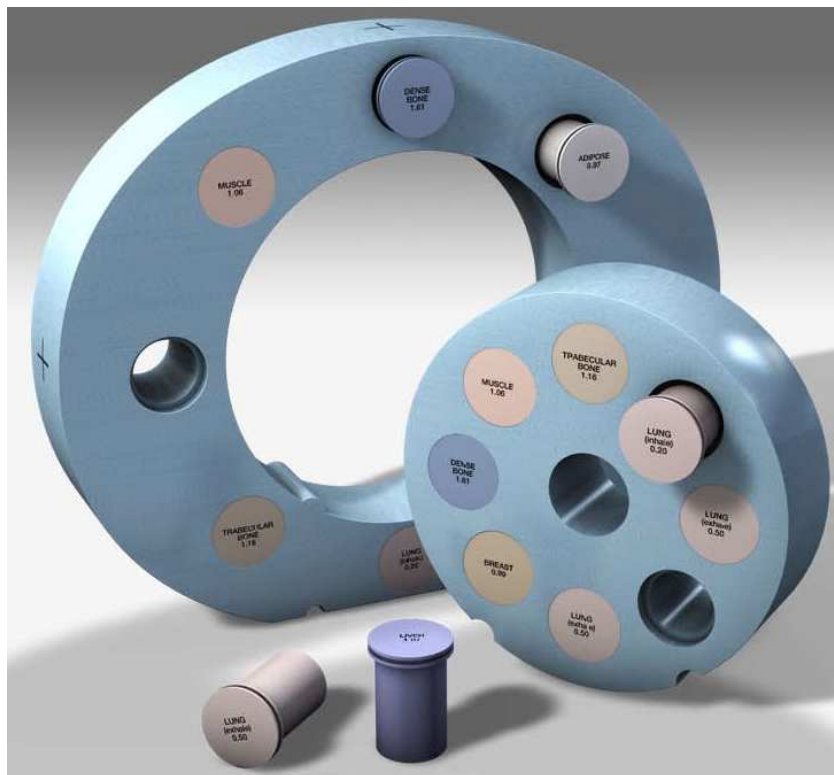


Abbildung 12: Elektronendichtephantom Model 062M

Das Phantom der Firma CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology besteht aus wasseräquivalenten Epoxydharz in das Körper unterschiedlicher Dichten eingebracht werden können. Die Dichtekörper simulieren unter anderem Lungen-, Knochen-, Muskel- und Lebergewebe [1].

Mit Hilfe der Annahme $\mu \sim \rho$ können Rückschlüsse auf den absoluten Dichtewert gezogen werden, der diesen ± 4 HU entspricht.

Da die Proportionalitätskonstanten verschiedener Gewebearten und Wasser unterschiedliche Werte aufweisen, führt die Anpassung der *Formel 2.11* durch $\mu \sim \rho$ zu der Näherung:

$$CT - Zahl = \frac{\rho_{\text{Gewebe}} - \rho_{\text{Wasser}}}{\rho_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 [HU] . \quad (3.1)$$

Eine weitere Möglichkeit die Dichteänderung zu ermitteln, besteht in der Darstellung des funktionellen Zusammenhangs zwischen den Dichtewerten und den CT-Zahlen. Dieser näherungsweise lineare Zusammenhang wurde der CT-Zahl-Dichte-Tabelle aus dem Bestrahlungsplanungsprogramm entnommen.

Durch die Ermittlung des Anstiegs der Funktion kann die Dichteänderung mittels der *Formel 3.2* berechnet werden, die durch eine Änderung der CT-Zahl von 4 HU hervorgerufen wird.

$$m = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{\Delta \rho}{\Delta CT - Zahl} \quad (3.2)$$

Wie sich der ermittelte Dichtewert auf die berechnete Dosis auswirkt, kann unter der Nutzung eines Phantoms, welches im BPS Pinnacle³ konstruiert wurde, überprüft werden. Das Phantom besteht aus zwei würfelförmigen ROI, bei der die Kantenlänge der inneren ROI 40 cm beträgt. Als Messpunkt wurde ein, sich im Isozentrum befindlicher, POI angelegt (siehe Abbildung 13). Da Photonenstrahlung bei der perkutanen Strahlentherapie zunächst Luft passiert und anschließend auf das zu bestrahlende Gewebe trifft, wurden diese Bedingungen bei der Simulation berücksichtigt. Der äußeren ROI wurde demzufolge eine Dichte von 0 g/cm³ (Umgebung Luft) zugewiesen, während die Dichte der inneren ROI für jede Dosisberechnung mit unterschiedlichen Dichtewerten variiert wurde.

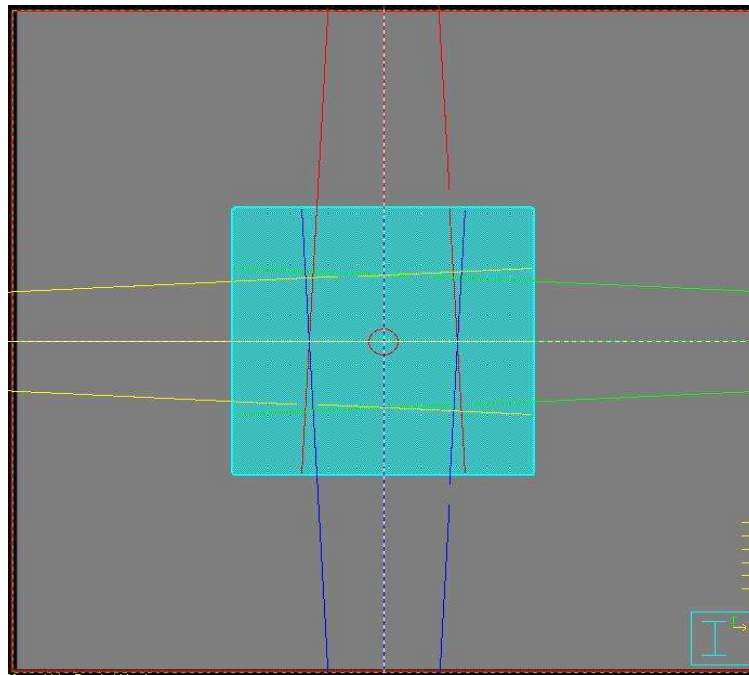


Abbildung 13: Pinnacle³-Phantom zur Dosisbestimmung

Der inneren ROI (blau unterlegt) können verschiedene Dichtewerte zugeordnet werden. Die umgebende Struktur (grau unterlegt) repräsentiert, mit einer Dichte von 0 g/cm^3 , Luft. Die Berechnung der Dosis erfolgt im Isozentrum (roter Kreis) der vier Bestrahlungsfelder.

Das Dichtespektrum für die Dosisberechnung wurde der CT-Zahl-Dichte-Tabelle aus dem BPS entnommen (siehe Tabelle 2). Jeder hinterlegte Dichtewert wurde anschließend um diejenige Dichte variiert, die aus einer CT-Zahl-Änderung von $\pm 4 \text{ HU}$ hervorging. Nachdem die absoluten Dosiswerte berechnet wurden, konnte daraus die relative Abweichung der Dosis ermittelt werden, welche durch eine CT-Zahl-Änderung von $\pm 4 \text{ HU}$ resultiert.

3.2 Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung

Für die Bestimmung der relativen Abweichungen, die durch das Bestrahlungsplanungssystem hervorgerufen werden, wurden drei Untersuchungen angestellt. Zunächst sollte überprüft werden, wie sich eine sukzessive Änderung der Dichte auf die berechnete Dosis auswirkt. Im zweiten Schritt wurde überprüft, welche Abweichung eine Verschiebung und eine Änderung der Auflösung des Dosisrasters auf die Dosisberechnung nach sich zieht. Die letzte Untersuchung die mit dem Bestrahlungsplanungssystem durchgeführt wurde, bezieht sich auf das Dosismodell. Hier sollte die Unsicherheit quantifiziert werden, welcher aus der Annäherung von gemessenen und berechneten Daten resultiert.

3.2.1 Unsicherheiten infolge von Dichteänderungen

Die Untersuchung der Auswirkung einer Dichteänderung auf die Dosis, wurde mit Hilfe des Pinnacle³-Phantoms aus *Kapitel 3.1* durchgeführt. Auch hier wurde der äußeren ROI eine Dichte von 0 g/cm³ zugewiesen. Die Dichte der inneren ROI wurde, beginnend bei 0,6 g/cm³ bis 2,1 g/cm³, sukzessive um 0,2 g/cm³ erhöht. Diese Dichtewerte decken weitgehend das Dichtespektrum der im Pinnacle³ hinterlegten Dichtetabelle ab. Die Bestrahlung erfolgte mit 6 MV Photonenstrahlung unter Verwendung einer Vier-Felder-Box, da diese eine homogene Feldverteilung erzeugt. Die im Isozentrum berechneten absoluten Dosiswerte wurden auf ihren Maximalwert normiert und als Funktion der relativen Dosis in Abhängigkeit von der Dichte aufgetragen.

Auf der Grundlage der ersten Ergebnisse wurde dieses Vorgehen mit Dichtewerten zwischen 0,6 und 0,7 g/cm³ wiederholt, indem die Dichte jeweils um 0,001 g/cm³ variiert wurde. So konnte eine höhere Auflösung der grafischen Darstellung der relativen Dosis in Abhängigkeit von der Dichte realisiert werden. Das Resultat dieses Vorgehens ist eine exaktere Beurteilung des Kurvenverlaufs.

3.2.2 Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters

Eine weitere Abweichung, die während der Dosisberechnung auftreten kann, bezieht sich auf die Positionierung des Dosisrasters auf der zu planenden Struktur. Liegen Strukturen unterschiedlicher Dichten innerhalb eines Voxels, kann es infolge der Dichteunterschiede zu Abweichungen der berechneten Dosis an diesen Dichtegradienten kommen. Um solch eine Abweichung der Dosiswerte zu ermitteln, wurde das Phantom aus *Kapitel 3.1* entsprechend der Aufgabenstellung angepasst, indem dem Phantom fünf ROI hinzugefügt wurden. Die verwendeten geometrischen Maße der ROI betrugen in Höhe, Breite und Tiefe 0,5 cm, 0,5 cm und 2 cm. Den fünf angelegten ROI wurde eine Dichte von 1,5 g/cm³ zugeordnet, welche der Dichte von Knochen entspricht. Der Umgebung wurde eine Dichte von 1 g/cm³ zugewiesen. Die Anordnung der ROI wurde so gewählt, dass Bereiche lateral und longitudinal zum einfallenden Strahlenfeld in die Dosisberechnung einbezogen wurden (siehe Abbildung 14). Die Rasterauflösung beträgt in lateraler und anterior-posterior Richtung 0,4 cm × 0,4 cm und in superior-inferior Richtung 0,3 cm, entsprechend der standardmäßig verwendeten CT-Schichtdicke.

Zunächst wurde die Referenzdosis in den angelegten ROI, bei festgelegten Ausgangskordinaten eines Referenzpunktes des Dosisrasters, berechnet. Im weiteren Verlauf der Analyse wurde dieser Referenzpunkt des Dosisrasters in jeweils einer

Koordinate verändert, während die beiden anderen Koordinaten ortsfest blieben. Im nächsten Schritt erfolgte eine Verschiebung des Referenzpunktes in zwei Richtungen unter Konstanthaltung der dritten Koordinate. Abschließend wurde der Referenzpunkt in allen Raumrichtungen verändert. Mittels dieser Vorgehensweise wurde das Dosisraster millimeterweise in lateraler und anterior-posterior Richtung bis $\pm 0,4$ cm und in superior-inferior Richtung bis $\pm 0,3$ cm verschoben. Nach jeder Verschiebung des Dosisrasters im Raum erfolgte in den angelegten ROI die Berechnung der Dosis.

Zu den einzeln berechneten Dosiswerten wurden die maximalen und die mittleren Abweichungen relativ zu den Referenzwerten der Ausgangskoordinaten bestimmt. Weiterhin wurde das Ergebnis als normalverteilte Dichtefunktion dargestellt und das 2σ -Intervall berechnet. Alle Erwartungswerte μ und Standardabweichungen σ , sowie die daraus resultierenden normalverteilten Dichtefunktionen wurden mittels der Software MS Excel berechnet. Die grafische Darstellung der Dichtefunktion soll Aufschluss über die Gleichverteilung der Messergebnisse, sowie deren Häufigkeitsverteilung liefern. Mit der gegebenen Dichtefunktion der Normalverteilung ist nun auch die Wahrscheinlichkeit, dass ein Messwert in ein Intervall des Definitionsbereichs fällt, berechenbar. So stellt das 2σ -Intervall eine typische Wahrscheinlichkeit für die Einhaltung der Messaussage dar. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Messwert innerhalb des 2σ -Intervalls liegt, beträgt 95,45 % [15].

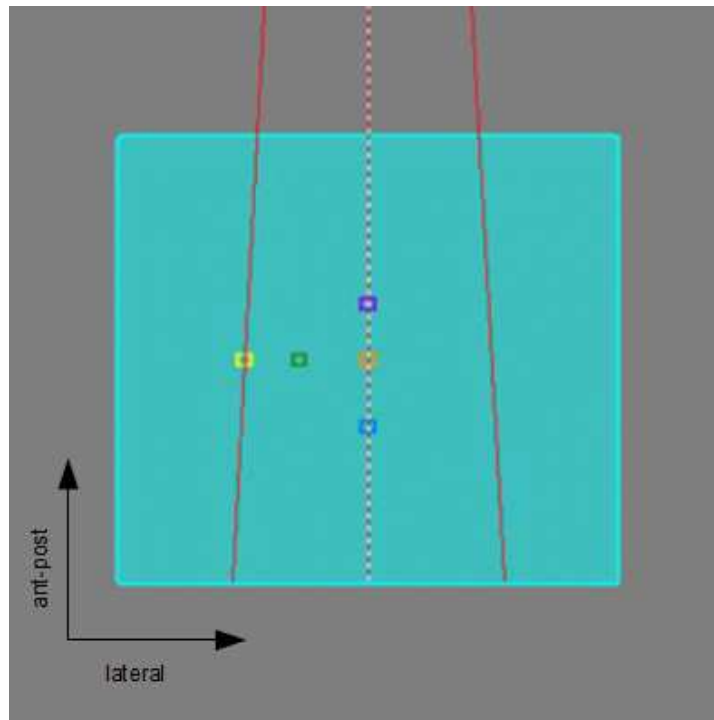


Abbildung 14: Pinnacle³-Phantom für Dosistrasterverschiebung und Rasterauflösung

Die 2D-Darstellung des Phantoms aus dem BPS Pinnacle³ in lateraler und anterior-posterior Richtung zeigt die farbig dargestellten ROI. Diese sind so platziert, dass sie unterschiedliche Tiefen auf der Zentralachse des Strahls und Bereiche lateral zur Strahlachse einbeziehen.

Neben der Verschiebung des Dosistrasters ist dessen Auflösung ein weiterer Faktor der zu einer Abweichung in der Dosisberechnung führen kann. Die Analyse des Einflusses der Rastergröße auf die berechnete Dosis wurde ebenfalls mit dem generierten Phantom in *Abbildung 14* durchgeführt. Die Voxelgröße des Dosistrasters wurde beginnend bei 1 mm³ auf 8 mm³, 27 mm³, 64 mm³ bis hin zu 125 mm³ erhöht. Für jede Voxelgröße wurden die absoluten Dosiswerte in jeder ROI berechnet. Für die Bestimmung der relativen Abweichungen wurden die Dosiswerte der kleinsten Voxelgröße als Bezugswerte angesetzt, da hier das genaueste Ergebnis zu erwarten war.

3.2.3 Dosisabweichungen des Dosismodells

Im *Kapitel 2.3* wurde erläutert, dass die Dosisberechnung auf der Grundlage eines Dosismodells erfolgt. Durch die Annäherung der berechneten Daten an diejenigen aus der Wasserphantommessung treten Abweichungen in diesem Dosismodell auf. Im BPS ist der Vergleich der berechneten Dosisprofile mit den gemessenen TDK und Querprofilen für verschiedene Feldgeometrien und Keilfilterwinkel hinterlegt. Für die Dosisquerprofile differenziert die Datenbank im BPS, neben unterschiedlichen Feldgeometrien und

Keilfilterwinkel, zusätzlich die Querverteilung in x- und y-Richtung sowie die Verteilung der Dosis in 10 cm und 20 cm Tiefe. Für die Beurteilung der Übereinstimmung zwischen den gemessenen und berechneten Daten, sind die mittleren Abweichungen für die charakteristischen Bereiche der Tiefendosiskurven und Querprofile hinterlegt (siehe Abbildung 15).

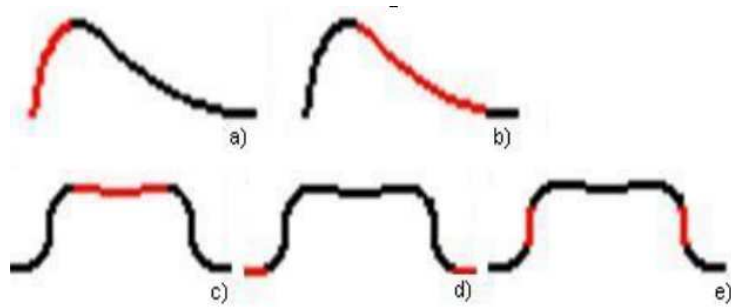


Abbildung 15: Bereiche der Tiefendosiskurven und Querprofile

Die Tiefendosiskurven zeigen jeweils rot markiert den Bereich des Aufbaueffekts a) und des Dosisverlaufs in der Tiefe b). Die roten Markierungen der Querprofile zeigen den therapeutischen Bereich im Zentralstrahl c), den Transmissionsbereich d) und den Penumbrabereich e) [Pinnacle³].

Die Analyse der mittleren Abweichungen in den angegebenen Bereichen der TDK und Querprofile wurde für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung vorgenommen. Für eine übersichtliche Darstellung der großen Anzahl an Werten, wurden diese in einer normalverteilten Dichtefunktion dargestellt. Wie bereits bei der Analyse der Abweichungen die durch Dosistrasteränderungen hervorgerufen werden, wird auch hier das 2σ -Intervall für die Ergebnisdarstellung herangezogen.

Die Ermittlung der dosimetrischen Unsicherheit, die allein durch die Einzelkomponenten des Bestrahlungsplanungsprogramms hervorgerufen wird, erfolgt über die Bildung der Wurzel des Summenquadrates der einzelnen Abweichungen:

$$F = \sqrt{F_1^2 + F_2^2 + F_3^2 + \dots + F_n^2} \quad (3.3)$$

Durch die Quadrierung der einzelnen Fehlerkomponenten $F_1, F_2, F_3, \dots, F_n$ werden Fehleranteile, die sich bei einer einfachen Addition gegenseitig kompensieren würden, berücksichtigt.

3.3 Vergleich berechnete und gemessene Dosen

Ziel der quantitativen Analyse der Dosisabweichung zwischen berechneten und gemessenen Dosen, ist die Überprüfung der ermittelten dosimetrischen Fehler des Bestrahlungsplanungssystems. Hierfür wurde zunächst ein Wasserphantom im Bestrahlungsplanungssystem generiert. Die innere ROI des Wasserkastens fasst ein Volumen von $40\text{ cm} \times 40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ und weist eine Dichte von $1,02\text{ g/cm}^3$ auf. Der äußeren ROI wurde wie bereits in den *Kapiteln* 3.2.1 und 3.2.2 eine Dichte von 0 g/cm^3 zugewiesen. Entlang des Strahlenfeldes wurden insgesamt neun POI entsprechend der *Abbildung 16* angelegt, die als Messpunkte dienen. Die Punkte wurden sowohl im Zentralstrahl als auch lateral versetzt angeordnet. Der rote Punkt (1) befindet sich im Isozentrum bei einem Quellen-Oberflächen-Abstand von 100 cm . Die maximale Messtiefe befindet sich im schwarzen POI (6) in 20 cm Tiefe. Die lateral angeordneten POI (7, 8, 9) liegen $3,5\text{ cm}$ vom Zentralstrahl versetzt (siehe *Abbildung 16* links).

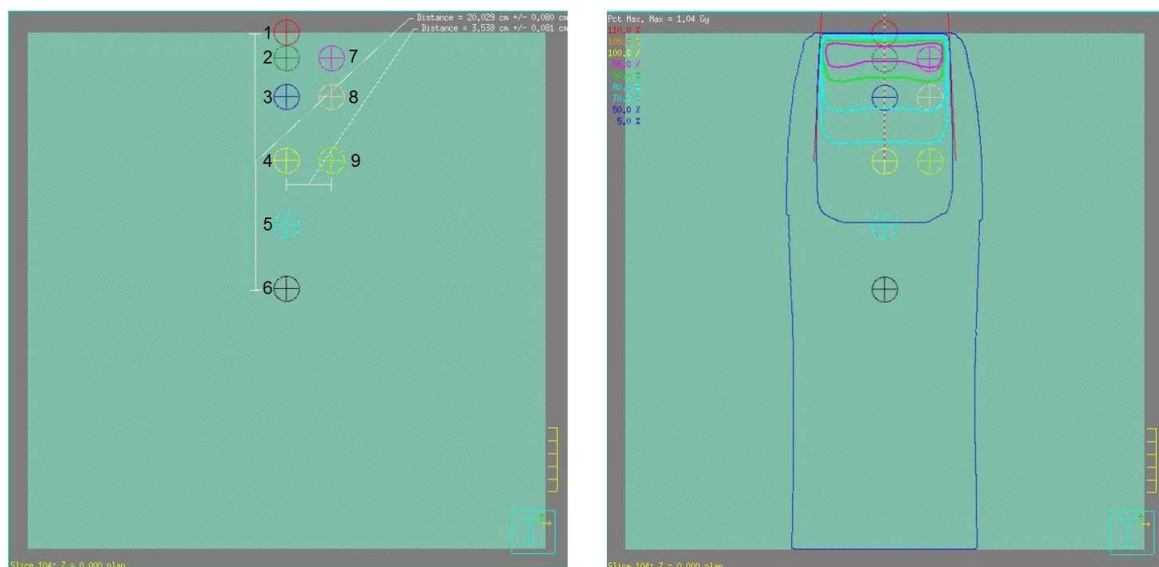


Abbildung 16: Pinnacle³-Wasserkasten

Die Abbildung (links) zeigt das generierte Wasserphantom mit der inneren ROI (türkis) der Dichte von $1,02\text{ g/cm}^3$ und der äußeren ROI (grau) mit einer Dichte von 0 g/cm^3 . Entlang des Zentralstrahls wurden 6 POI angelegt. Mit einem Versatz von $3,5\text{ cm}$ wurden lateral zum Zentralstrahl 3 weitere POI angelegt. Die rechte Abbildung zeigt die berechneten Isodosen mit den dazugehörigen Relativwerten.

In *Abbildung 16* (rechts) ist die Verteilung der angelegten Punkte im Strahlenfeld der Feldgröße von $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ für 6 MV Photonenstrahlung zu erkennen. Die Berechnung der absoluten Dosiswerte erfolgte, neben den geometrischen Referenzbedingungen nach [4], unter Verwendung verschiedener symmetrischer und asymmetrischer Feldgrößen für

6 MV und 18 MV Photonenstrahlung. Dadurch wird geprüft, ob die Genauigkeit der Dosisberechnung durch das BPS unabhängig von der gewählten Feldgeometrie ist. Die im Pinnacle³ berechneten Dosiswerte wurden anschließend mittels Wasserphantom am Beschleuniger gemessen und mit den berechneten Werten verglichen. Die Messung erfolgte analog zu den Berechnungen mit den gleichen Feldgeometrien sowie einem Quellen-Oberflächen-Abstand von 100 cm. Das Wasserphantom MP3 der Firma PTW Freiburg wurde im Isozentrum des Linearbeschleunigers ARTISTE der Firma Siemens positioniert und ausgerichtet.

Mittels einer Schlauchionisationskammer der Firma PTW Freiburg erfolgten zunächst die Relativmessungen der Tiefendosiskurven entlang des Zentralstrahls für alle berechneten Feldgeometrien. Anschließend wurde die Schlauchkammer um 3,5 cm in x-Richtung versetzt, um die relativen TDK des lateralen Versatzes zu erfassen. Um die Relativwerte der Tiefendosiskurven in Absolutwerte umzurechnen, wurde diese entsprechend der Definition der Absolutdosimetrie normiert. Zur Auswertung wurden die Absolutwerte aus den Berechnungen des BPS mit den gemessenen Dosiswerten verglichen und die Abweichungen an den entsprechenden Messpunkten bestimmt.

Die Berechnung der Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten erfolgte mittels:

$$\delta = 100 \cdot \frac{(D_{calc} - D_{meas})}{D_{meas}} . \quad (3.4)$$

Dabei wird die Differenz aus berechnetem und gemessenem Dosiswert auf den Messwert selbst bezogen. Die Analyse der Abweichungen erfolgte anhand der Darstellung einer normierten Normalverteilungsfunktion und dem daraus hervorgehenden 2σ -Intervall innerhalb dessen 95,45 % der ermittelten Messwerte liegen.

3.4 Betrachtung des Gesamtfehlers

Die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers erfolgt mittels der *Formel 3.3*. Die Fehlerbeiträge liefern die ermittelten Abweichungen durch die Dichtetoleranzen des Computertomographen und den dosimetrischen Abweichungen des Bestrahlungsplanungssystems. Zusätzlich müssen Dosisfehler, die bei der Bestrahlung entstehen, berücksichtigt werden. Dazu gehören die Toleranz der wöchentlich

durchgeführten Dosimetrie, sowie die Unsicherheiten, die der Dosismessung zugrunde liegt. Die zugelassene Toleranz der Dosimetrie von $\pm 2\%$ wurde von den Medizinphysik-Experten der Abteilung für Strahlenphysik festgelegt.

Die Ermittlung der maximalen Abweichung, die durch die Messmittel hervorgerufen wird, erfolgt durch eine Fehlerrechnung (siehe Anlage Teil 7). Betrachtet wurden hierfür die unter *Kapitel 2.2.4* erläuterten Korrekturfaktoren. Die Berechnung der absoluten Abweichung des Korrekturfaktors für die Luftdichte k_p erfolgte mittels:

$$\Delta k_p = \left| \frac{\partial k_p}{\partial p} \cdot \Delta p \right| + \left| \frac{\partial k_p}{\partial T} \cdot \Delta T \right|. \quad (3.5)$$

Hierbei werden die Beträge des Produktes aus den partiellen Ableitungen und den zugehörigen Messunsicherheiten gebildet.

Die Messunsicherheiten der Temperatur ΔT und des Luftdruckes Δp wurden dem Datenblatt des Barometers GTD 1100 der Firma Greisinger electronic entnommen. Die Toleranzen des Korrekturfaktors des Polaritätseffekts k_{pol} , sowie die Unsicherheit der Strahlenqualität der Kalibrierquelle ^{60}Co sind auf dem Kalibrierschein der Ionisationskammer verzeichnet. Die Korrekturfaktoren für die Rekombinationsverluste k_s und der Strahlungsqualität k_Q wurden der DIN 6800-2 entnommen. Für den Korrekturfaktor k_r der Messortverschiebung konnte die Messunsicherheit vernachlässigt werden.

Der korrigierte Messwert D_w wird, wie in *Kapitel 2.2.4* erläutert, nach der *Gleichung 2.5* berechnet. Für die Ermittlung des absoluten Größtfehlers des korrigierten Messwertes D_w nutzt man:

$$\Delta D_w = \left| \frac{\partial D_w}{\partial k_p} \cdot \Delta k_p \right| + \left| \frac{\partial D_w}{\partial k_Q} \cdot \Delta k_Q \right| + \left| \frac{\partial D_w}{\partial k_s} \cdot \Delta k_s \right| + \left| \frac{\partial D_w}{\partial k_{pol}} \cdot \Delta k_{pol} \right| + \left| \frac{\partial D_w}{\partial M} \cdot \Delta M \right|. \quad (3.6)$$

Analog zur Berechnung der absoluten Abweichung des Korrekturfaktors der Luftdichte (siehe Formel 3.5), werden in *Gleichung 3.6* die Beträge des Produktes aus den partiellen Ableitungen und den zugehörigen Messunsicherheiten gebildet.

4 Ergebnisse

4.1 Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen

Für die Analyse der Dichteabweichung die durch eine CT-Zahl-Änderung von ± 4 HU generiert wird, stehen zwei Vorgehensweisen zur Verfügung.

Nutzt man die Berechnung nach *Formel 3.1*, wird eine Änderung der Dichte von $0,001 \text{ g/cm}^3$ ermittelt, wenn die CT-Zahl um eine Hounsfieldunit verändert wird. Demzufolge ändert sich die Dichte um $0,004 \text{ g/cm}^3$, wenn eine Abweichung der CT-Zahl um 4 HU erfolgt.

Unter der Betrachtung des funktionellen Zusammenhanges der Abhängigkeit der Dichte von der CT-Zahl wird ein Anstieg der Regressionsgeraden von $0,0009 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}/\text{HU}$ ermittelt (siehe Abbildung 17). Mittels der *Formel 3.2* geht eine Änderung der CT-Zahl von ± 4 HU mit einer Dichteänderung von $\pm 0,0036 \text{ g/cm}^3$ einher.

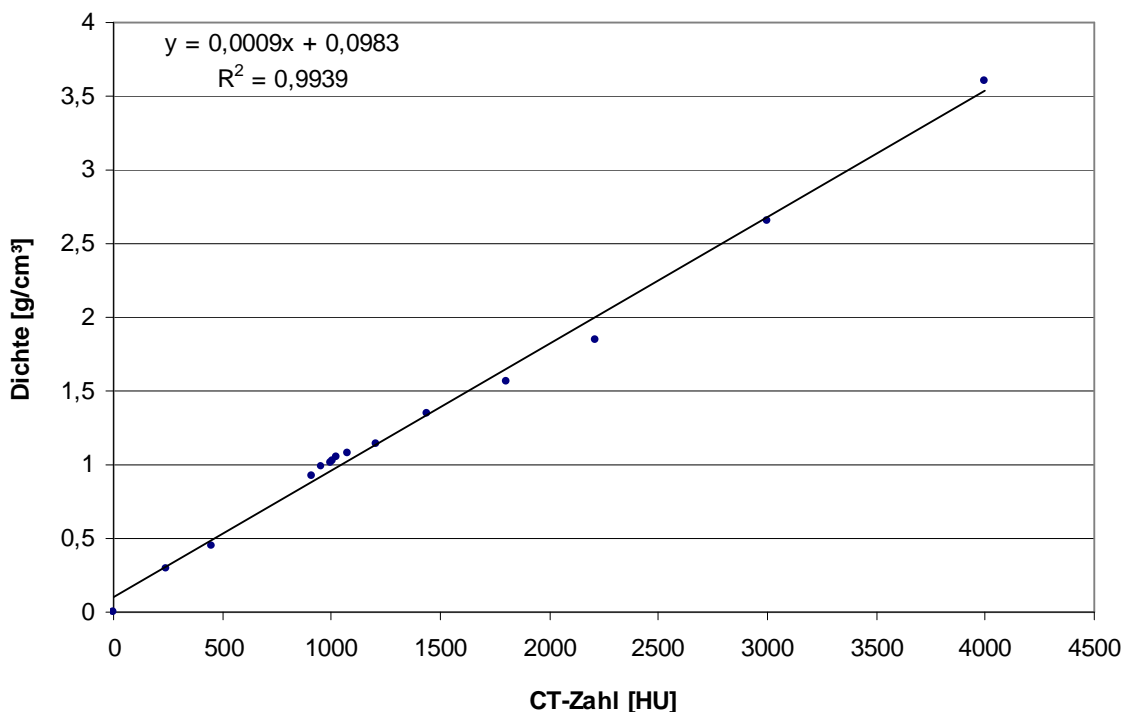


Abbildung 17: Regression der Dichte in Abhängigkeit von der CT-Zahl

Die Regressionsgerade weist einen Anstieg von $0,0009 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}/\text{HU}$ und einen Bestimmtheitsgrad von 0,9939 auf.

Für die Analyse der Dosisabweichung die durch eine CT-Zahl-Änderung von 4 HU hervorgerufen wird, wurde mit dem der Dichteänderung von $0,004 \text{ g/cm}^3$ fortgefahren.

Die therapeutisch relevanten Dichtewerte aus dem BPS (siehe Tabelle 2) wurden jeweils um $\pm 0,004 \text{ g/cm}^3$ variiert und der inneren ROI des generierten Phantoms zugewiesen. Es folgte für jede Dichtevariation die Berechnung der absoluten Dosis der im Isozentrum befindlichen POI (siehe Tabelle 3).

Tabelle 3: Relative Abweichung Dichte zu Dosis

Die Tabelle zeigt die Dichtewerte des BPS sowie die um $\pm 0,004 \text{ g/cm}^3$ variierten Dichtewerte, sowie den berechneten relativen Abweichungen.

Dichte [g/cm ³]	Dosis [Gy]	rel. Abweichung [%]
0,916	8,12	-0,12
0,920	8,13	
0,924	8,13	
0,986	7,99	$\pm 0,12$
0,990	8,00	
0,994	8,01	
1,011	8,02	-0,12
1,015	8,03	
1,019	8,03	
1,041	7,84	-0,13
1,045	7,85	
1,049	7,85	
1,141	7,74	-0,13
1,145	7,75	
1,149	7,75	
1,556	6,83	0,15
1,560	6,83	
1,564	6,84	
1,836	6,40	-0,16
1,840	6,41	
1,844	6,41	

Auf diese Weise konnte im Mittel eine relative Abweichung von $\pm 0,13 \%$ ermittelt werden. Somit lässt sich die Unsicherheit der CT-Zahlen von $\pm 4 \text{ HU}$ in der Dosisberechnung auf eine Abweichung von $\pm 0,13 \%$ beziffern. Dieser Wert entspricht dem maximal möglichen Fehler.

4.2 Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung

Die Quantifizierung der Dosisabweichung, die das Bestrahlungsplanungssystem generiert, erfolgte in drei Untersuchungen. Zunächst wurde die Dichte des konstruierten Phantoms im BPS sukzessive variiert, um die Abhängigkeit der berechneten Dosis von einer Dichteänderung zu ermitteln. Daran schlossen sich die Analyse einer Verschiebung sowie eine Änderung der Rasterauflösung des Dosisrasters an. Die dritte zu untersuchende Komponente bildete das Dosismodell. Hier wurden Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten analysiert.

4.2.1 Unsicherheiten infolge von Dichteänderung

Der funktionelle Zusammenhang der relativen Dosis in Abhängigkeit von der Dichte wird in der *Abbildung 18* grafisch dargestellt. Der Verlauf des Funktionsgraphen zeigt periodische Dosisabfälle, die im Mittel $\pm 1\%$ betragen. Die größte relative Abweichung, infolge eines solchen Dosiseinbruchs tritt zwischen den Dichten $1,080\text{ g/cm}^3$ und $1,1\text{ g/cm}^3$ auf und beträgt $\pm 1,4\%$.

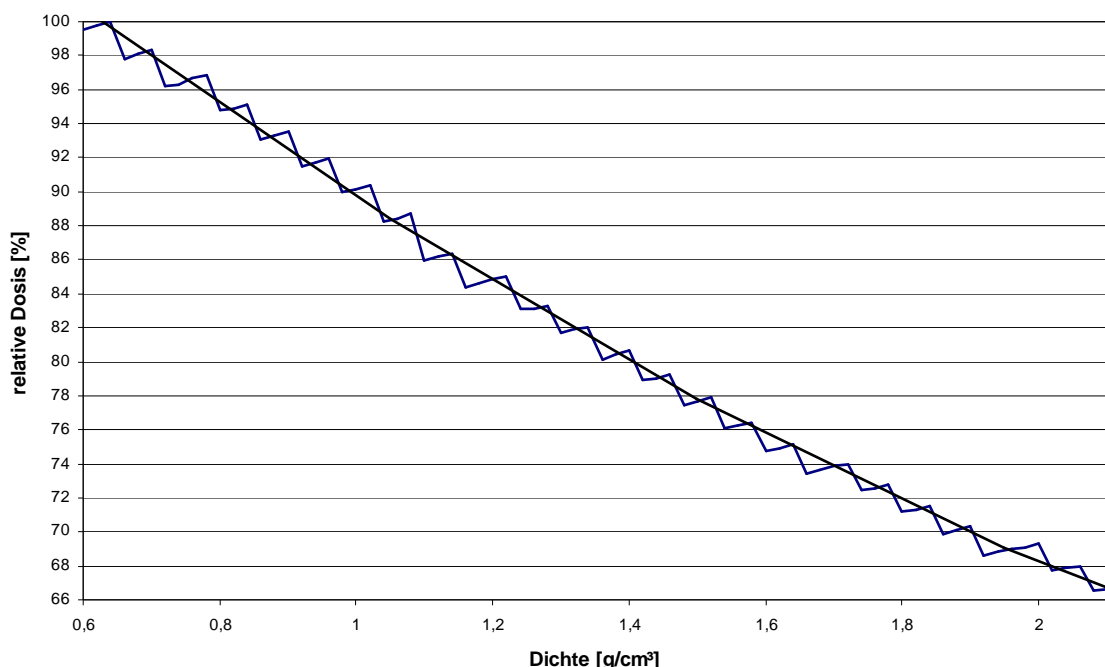


Abbildung 18: Zusammenhang der relativen Dosis in Abhängigkeit von der Dichte

Die grafische Darstellung zeigt die sprunghaften Änderungen der relativen Dosis mit zunehmender Dichte.

Um einen solchen Dosisabfall genauer zu quantifizieren wurde die Untersuchung in einer weiteren Analyse reproduziert und als Funktion grafisch dargestellt (siehe Abbildung 19).

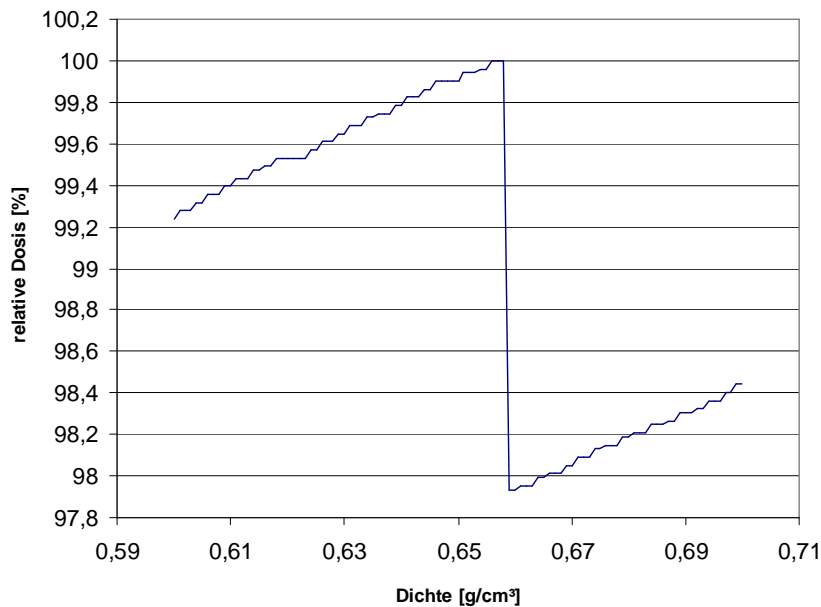


Abbildung 19: Dosisabfall

Die Abbildung zeigt eine höhere Auflösung eines Dosisabfalls aus der ersten Untersuchung der Dosisabhängigkeit von der Dichte des Mediums. Der Dosisabfall von 2 % liegt hier zwischen den Dichtewerten von 0,659 g/cm³ und 0,658 cm³.

Innerhalb eines nahezu identischen Dichtewertes wird bei der Dosisberechnung eine Abweichung von $\pm 1\%$ hervorgerufen. Der kurzzeitige Dosisanstieg zwischen den auftretenden Dosisprüngen ist nicht stetig, wie in *Abbildung 18* gezeigt wird, sondern ebenfalls treppenförmig.

4.2.2 Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters

Die Ermittlung der Dosisabweichungen, infolge einer Verschiebung des Dosisrasters, erfolgte anhand der berechneten Referenzwerte. Nachdem alle Varianten einer möglichen Verschiebung des Dosisrasters durchgeführt und die Dosiswerte berechnet wurden, konnten die Dosismaxima und Dosisminima in den einzelnen ROI ermittelt werden (siehe Tabelle 4).

Tabelle 4: Dosisabweichung in den ROI

Die Referenzwerte entsprechen den Dosen, welche im Ausgangspunkt des Dosisrasters berechnet wurden. Durch das Verschieben des Rasters ergaben sich maximale und minimale Dosen in den einzelnen ROI. Anhand dieser Werte wurden die größten relativen Abweichungen ermittelt.

Messort	Referenzwerte [Gy]	Dosismaximum [Gy]	Dosisminimum [Gy]	max. rel. Abw. [%]
ROI Gelb	4,33	4,35	4,30	0,70
ROI Orange	7,98	8,00	7,96	0,25
ROI Grün	7,98	7,99	7,96	0,25
ROI Lila	9,14	9,16	9,13	0,22
ROI Blau	6,73	6,76	6,73	0,44

Aus *Tabelle 4* geht hervor, dass die größte relative Abweichung zur Referenzdosis mit 0,70 % in der gelben ROI auftritt. Berücksichtigt man die maximalen relativen Abweichungen aller ROI, so beträgt die mittlere Abweichung durch eine Verschiebung des Dosisrasters 0,4 %.

Um auf die Häufigkeitsverteilung aller ermittelten Abweichungen (siehe Anlagen Teil 1) zu schließen, wurden diese in *Abbildung 20* als normalverteilte Dichtefunktion dargestellt. Die Standardabweichung dieser Normalverteilung beträgt 0,18 %, somit fallen 95,45 % aller ermittelten Abweichungen in das 2σ -Intervall von $\pm 0,36$ %.

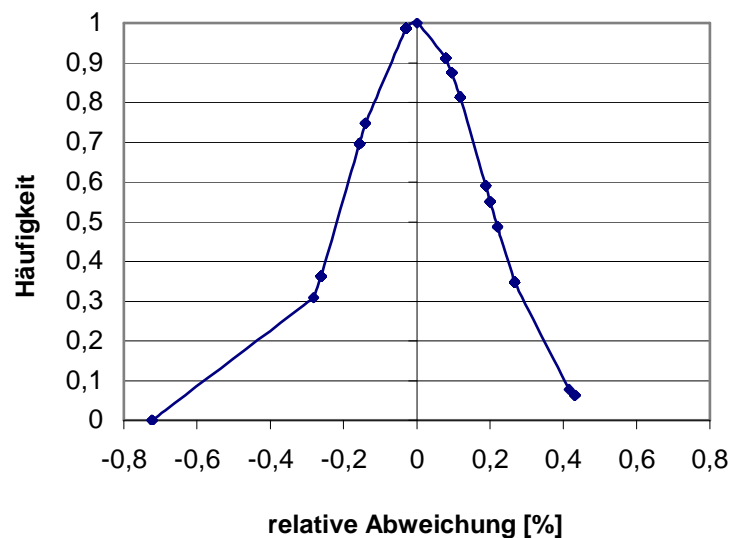


Abbildung 20: Normalverteilte Dichtefunktion der Dosegridverschiebung

Die Standardabweichung σ beträgt 0,18 %, woraus das 2σ -Intervall von $\pm 0,36$ % resultiert.

Als Referenzwerte der Analyse des Einflusses der Rasterauflösung auf die Dosis, dienen die Dosen, die bei einer Voxelgröße von 1 mm³ ermittelt wurden (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5: Referenzwerte der Voxelgröße von 1 mm³

Messort	Referenzdosis [Gy]
ROI Gelb	4,36
ROI Orange	7,84
ROI Grün	7,91
ROI Lila	9,06
ROI Blau	6,55

In *Abbildung 21* sind die relativen Abweichungen der Dosiswerte von den Referenzdosen in Abhängigkeit der Voxelgröße dargestellt. Aus der Abbildung geht hervor, dass die relativen Abweichungen der Dosen einen Wert von ± 1 % nicht überschreiten. Lediglich die Dosen der gelben ROI zeigen relative Abweichungen von -1,15 % bis -4,59 % zu den Bezugswerten.

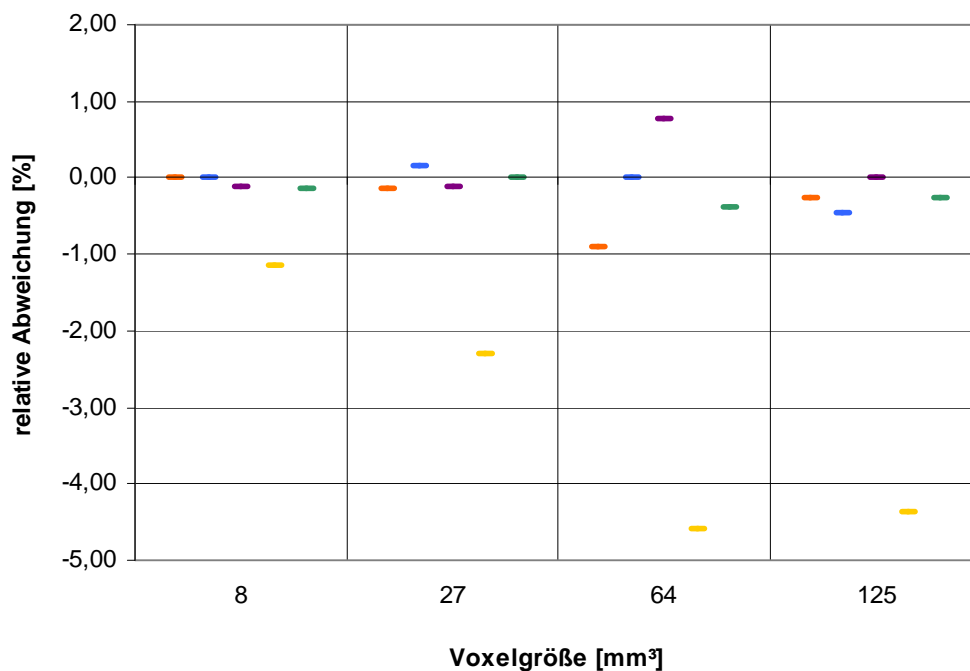


Abbildung 21: Abweichung infolge einer Dosistrastergrößenänderung

Die Messpunkte im Diagramm sind farblich auf die ROI im generierten Phantom in *Abbildung 14* abgestimmt. Die gelbe ROI am Strahlenfeldrand zeigt deutlich größere Abweichungen im Vergleich zu den ROI des Zentralgebietes.

4.2.3 Dosisabweichung im Dosismodell

Alle im BPS hinterlegten mittleren Abweichungen zwischen gemessenen und berechneten Dosiswerten wurden in einer normalverteilten Dichtefunktion dargestellt. Für diese Darstellung wurden die mittleren Abweichungen einzelner Bereiche, sowie die Gesamtheit der Tiefendosis- und Dosisquerprofile verwandt. Die *Abbildung 22* zeigt die normalverteilte Dichtefunktion für die mittleren Abweichungen der Tiefendosis Kurve von 6 MV Photonenstrahlung über den gesamten Verlauf des Tiefendosisprofils. Für die Ableitung eines praxisrelevanten Fehlerwertes wird das 2σ -Intervall genutzt.

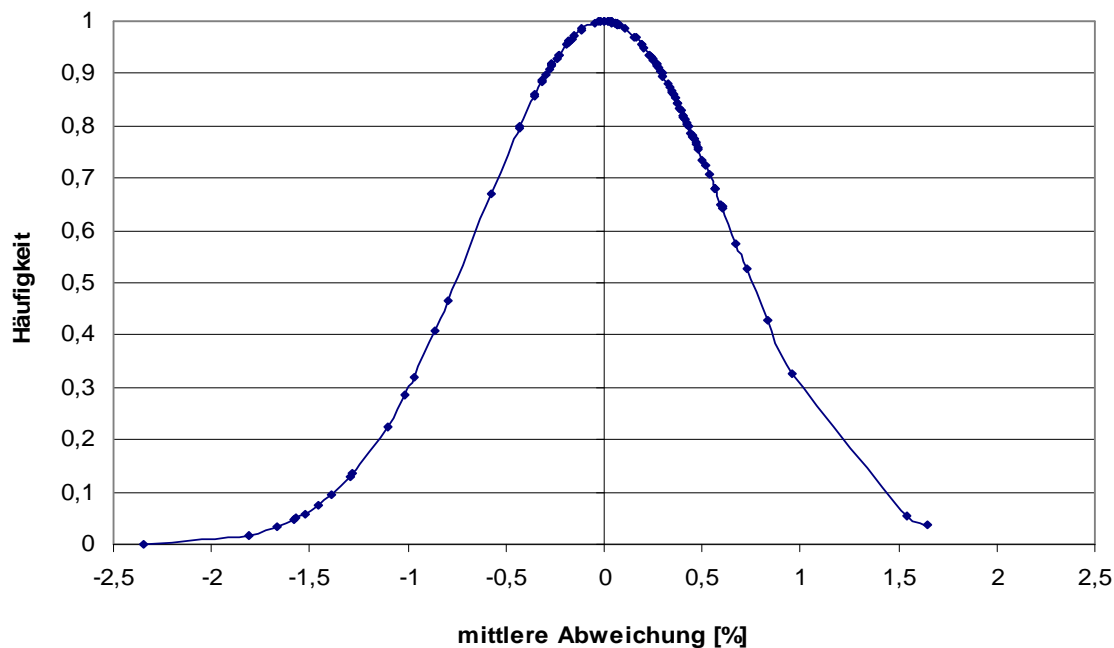


Abbildung 22: Mittlere Abweichungen der TDK von 6 MV Photonen

Die Abbildung zeigt die normierte Normalverteilungsfunktion der mittleren Abweichungen die im Dosismodell, über den gesamten Bereich einer Tiefendosiskurve von 6 MV Photonenstrahlung, hinterlegt sind. Die Standardabweichung σ beträgt 0,65 %. Daraus resultiert das 2σ -Intervall von $\pm 1,3$ %.

Die Grenzen des 2σ -Intervalls betragen, wie aus *Tabelle 6* ersichtlich wird, $\pm 1,3$ %. Für den Gesamtbereich der TDK für 18 MV Photonenstrahlung beträgt die Unsicherheit des Dosismodells $\pm 1,4$ %.

Tabelle 6: 2σ -Intervalle der Tiefendosiskurven von 6 und 18 MV Photonenstrahlung

In der Tabelle sind die 2σ -Intervalle der Tiefendosisbereiche für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung angegeben. Aus den Abweichungen beider Bereiche konnte das 2σ -Intervall des gesamten Tiefendosisverlaufs ermittelt werden.

Bereich der TDK 6 MV	2σ – Intervall	Bereich der TDK 18 MV	2σ – Intervall
Dosisaufbau	$\pm 1,7\%$	Dosisaufbau	$\pm 1,4\%$
Dosis in der Tiefe	$\pm 0,5\%$	Dosis in der Tiefe	$\pm 1,0\%$
Gesamtbereich	$\pm 1,3\%$	Gesamtbereich	$\pm 1,4\%$

Eine isolierte Betrachtung der Teilbereiche führt zu dem Resultat, dass die mittleren Abweichungen zwischen gemessenen und berechneten Dosiswerten für den Bereich des

Dosisaufbaus größer sind, als diejenigen des Bereiches in der Tiefe. So verhält sich der Dosisaufbaubereich der 6 MV Photonenstrahlung mit $\pm 1,7\%$ zu $\pm 0,5\%$ des Dosisbereichs in der Tiefe. Für 18 MV Photonenstrahlung wurden Abweichungen von $\pm 1,4\%$ für den Dosisaufbau und $\pm 1,0\%$ für den Bereich in der Tiefe ermittelt.

Für die Analyse der Dosisquerverteilung wurden die mittleren Abweichungen der x- und y-Richtung in 10 cm und 20 cm Tiefe zusammengefasst. Wie bereits bei den Tiefendosiskurven, erfolgte die Beurteilung der Werte der mittleren Abweichungen unter Zuhilfenahme des 2σ -Intervalls. Betrachtet man den gesamten Verlauf des Querverteilungsprofils, liegen 95,45 % aller hinterlegten Abweichungen für 6 MV Photonenstrahlung unter 3,8 % (siehe Abbildung 23).

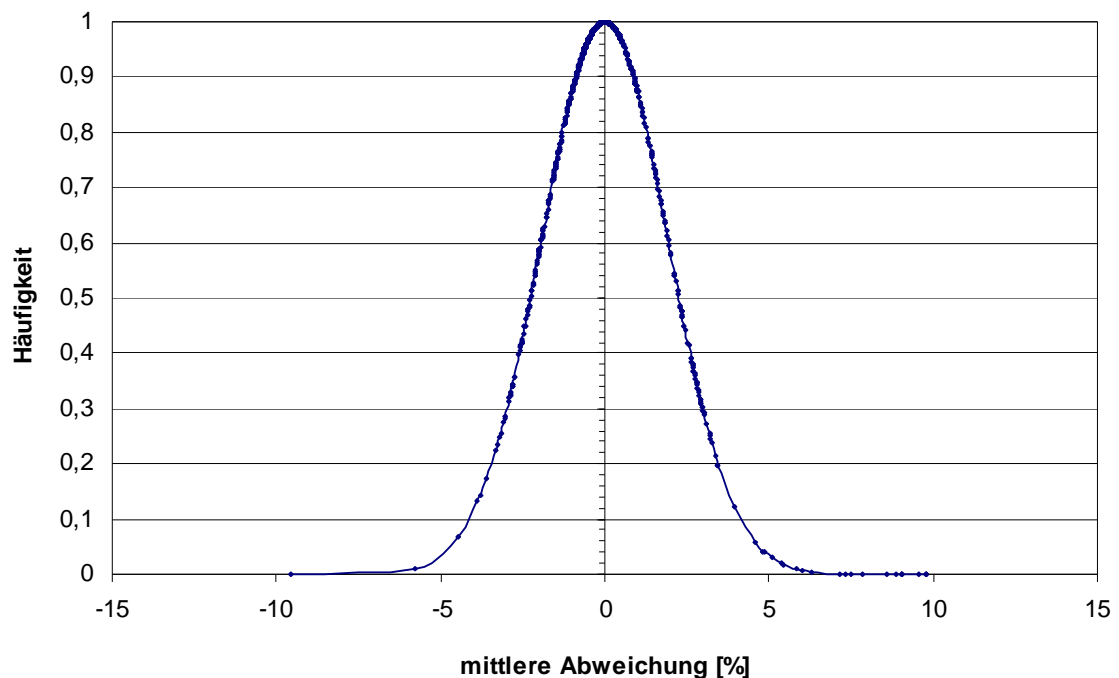


Abbildung 23: Mittlere Abweichungen Querprofile von 6 MV Photonenstrahlung

In der Abbildung ist die normalverteilte Dichtefunktion der mittleren Abweichungen des Dosismodells des gesamten Bereichs der Dosisquerverteilung von 6 MV Photonenstrahlung dargestellt. Die Standardabweichung σ beträgt 1,9 %, wodurch das 2σ -Intervall von $\pm 3,8$ % resultiert.

Das Dosismodell weist für die höherenergetische Photonenstrahlung von 18 MV im gleichen Intervall eine Abweichung von $\pm 3,3$ % auf (siehe Tabelle 7). Mit $\pm 5,3$ % und $\pm 5,4$ % Abweichung trägt der Penumbrabereich, über das gesamte Querprofil betrachtet, am stärksten zu den Abweichungen bei. Der Einfluss des Penumbrabereichs, wird durch

die Abweichungen des Transmissionsbereichs und des Zentralgebiets mit $\pm 1,8\%$ und $\pm 1,0\%$ für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung relativiert.

Tabelle 7: 2σ -Intervalle der Dosisquerverläufe von 6 und 18 MV Photonenstrahlung

Analog zu den Tiefendosisverläufen zeigt diese Tabelle die 2σ -Intervalle der Teilbereiche der Dosisquerprofile für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung.

Bereich der Querverteilung 6 MV	2σ – Intervall	Bereich der Querverteilung 18 MV	2σ – Intervall
Zentralgebiet	$\pm 1,2\%$	Zentralgebiet	$\pm 0,9\%$
Penumbra	$\pm 5,3\%$	Penumbra	$\pm 5,4\%$
Transmissionsbereich	$\pm 2,2\%$	Transmissionsbereich	$\pm 1,5\%$
Zentralgebiet + Transmissionsbereich	$\pm 1,8\%$	Zentralgebiet + Transmissionsbereich	$\pm 1,0\%$
Gesamtbereich	$\pm 3,8\%$	Gesamtbereich	$\pm 3,3\%$

Zusammenfassend konnten für die Dosisberechnung des BPS vier Fehlerquellen isoliert werden. Die Dosisabweichung, welche aus der Quantisierung der Dosen entsteht, beträgt $\pm 1\%$. Eine Verschiebung des Dosisrasters kann zu Abweichungen von $\pm 0,36\%$ führen, während die Änderung der Rasterauflösung Abweichungen von $\pm 1\%$ hervorbringt. Diesen Unsicherheiten schließen sich die Abweichungen des Dosismodells an, die je nach betrachtetem Bereich des Dosisprofils variieren.

Die dosimetrische Unsicherheit, die für die berechneten Tiefendosisverläufe gilt, kann durch die Wurzel des Summenquadrates (siehe Formel.3.3) berechnet werden. Zu den Abweichungen, welche durch die sprunghafte Berechnung der Dosis, die Dosisrasterverschiebung und die Rasterauflösung ermittelt wurden, werden die Abweichungen des Dosismodells für die Tiefendosiscurven hinzugezogen. Ohne Berücksichtigung des Aufbaueffekts betragen diese Abweichungen für 6 MV Photonenstrahlung $\pm 1,5\%$ und für 18 MV Photonenstrahlung $\pm 1,8\%$. Bezieht man den gesamten Verlauf des Tiefenprofils in die Berechnung der Gesamtunsicherheit ein, so muss mit Abweichungen von $\pm 1,9\%$ und $\pm 2,0\%$ gerechnet werden.

Analog zu der dosimetrischen Abweichung der Tiefendosisverläufe, können für die Querprofile unterschiedliche dosimetrische Abweichungen des BPS berechnet werden.

Ohne Betrachtung des Penumbrabereiches berechnet sich die Unsicherheit des BPS zu $\pm 2,3 \%$ und $\pm 1,8 \%$ für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung. Fließt der Penumbrabereich in die Berechnung der Gesamtunsicherheit des BPS ein, so ermittelt man Abweichungen von $\pm 4,1 \%$ für 6 MV Photonen und $\pm 3,6 \%$ für 18 MV Photonenstrahlung.

4.3 Vergleich berechnete und gemessene Dosen

Ziel dieser Untersuchung ist die Überprüfung der ermittelten dosimetrischen Fehler des Bestrahlungsplanungssystems. Hierbei wurden Dosen in bestimmten Messtiefen mittels eines generierten Wasserkastens im Bestrahlungsplanungsprogramm berechnet. Diese berechneten Werte wurden anschließend in einem realen Wasserphantom unter gleichen Feldgeometrien nachgemessen. Aus diesem Vorgehen resultiert ein Vergleich zwischen theoretisch und praktisch ermittelten Dosen.

Durch die Anwendung der unter *Kapitel 2.2.4* genannten Korrekturfaktoren, erhält man die Wasserenergiedosen D_W von 1,007 Gy und 1,014 Gy für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung (siehe Tabelle 8).

Tabelle 8: Ergebnisse der Wasserphantommessung nach DIN 6800-2

Es sind die relativen Dosiswerte in 10 cm und 20 cm Tiefe für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung angegeben. $M_{100 \text{ MU}}$ sind diejenigen Werte, welche nach den in Kapitel 2.2.4 erläuterten geometrischen Referenzbedingungen gemessen wurden.

E [MV]	D10 _{ist} [%]	D20 _{ist} [%]	M _{100 MU} [Gy]	D _W [Gy]
6	67,56	39,49	0,6492	1,007
18	77,93	51,17	0,7728	1,014

Die mittels *Gleichung 3.4* ermittelten Abweichungen δ zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten der einzelnen Messpunkte werden in den Tabellen in den *Anlagen Teil 5 und Teil 6* angegeben. Die Dosisabweichungen für 6 MV Photonenstrahlung werden als normierte normalverteilte Dichtefunktion in *Abbildung 24* dargestellt. Die Berechnung der Standardabweichung σ führt zu dem Ergebnis von 0,85 %. Die zweifache Standardabweichung von 1,70 % besagt nun, dass 95,45 % aller Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten 1,7 % nicht überschreiten. Die Ergebnisse der 18 MV Photonenstrahlung bringen vergleichbare Werte hervor. Hier beträgt die Standardabweichung σ 0,86 %, wodurch 95,45 % der Abweichungen in einem Intervall von $\pm 1,72 \%$ liegen (siehe *Abbildung 25*).

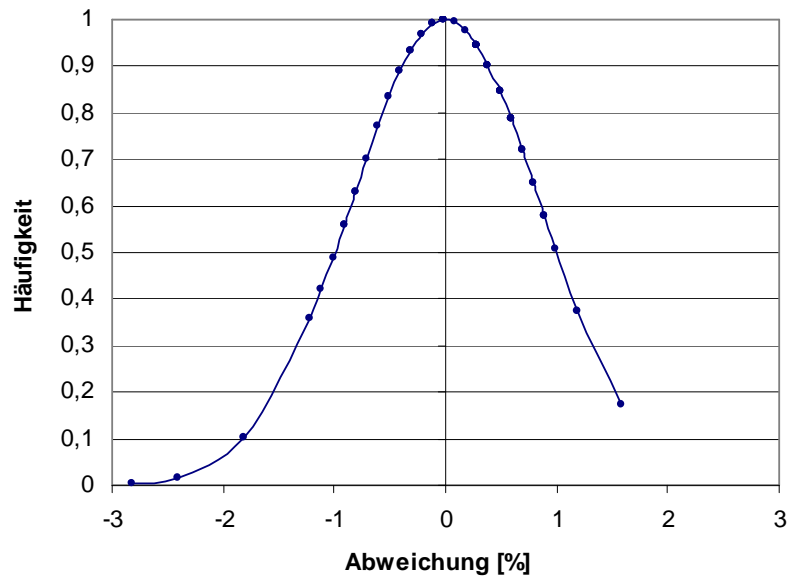


Abbildung 24: Normalverteilung der Wasserphantommessung 6 MV Photonen

Die Abbildung zeigt die normalverteilte Dichtefunktion der Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosen von 6 MV Photonen. Die Standardabweichung dieser Normalverteilung beträgt 0,85 % woraus das 2σ -Intervall von $\pm 1,70$ % hervorgeht.

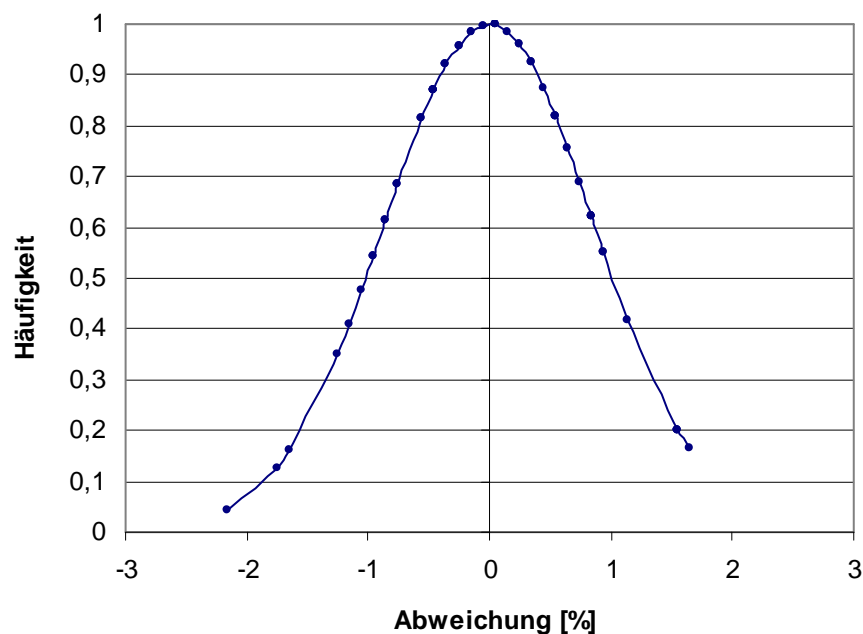


Abbildung 25: Normalverteilung der Wasserphantommessung 18 MV Photonen

Die Abbildung zeigt analog zu 6 MV Photonenstrahlung die normalverteilte Dichtefunktion der Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosen von 18 MV Photonen. Die Standardabweichung dieser Normalverteilung beträgt 0,86 % woraus das 2σ -Intervall von $\pm 1,72$ % hervorgeht.

4.4 Betrachtung des Gesamtfehlers

Der dosimetrische Gesamtfehler ergibt sich aus den Unsicherheiten, die durch den Computertomographen und durch das Bestrahlungsplanungssystem entstehen. Die maximale Dosisabweichung, welche durch die Dichtetoleranzen des Computertomographen entsteht, beträgt $\pm 0,1 \%$. Aus dem Bestrahlungsplanungssystem konnten vier Fehlerquellen separiert und auf Dosisabweichungen während der Bestrahlungsplanung untersucht werden. Die analysierten Komponenten, die während der physikalischen Bestrahlungsplanung zu Unsicherheiten führen können, sind Quantisierungsfehler von $\pm 1,0 \%$, Abweichungen von $\pm 0,4 \%$ durch Verschiebungen des Doseisrasters sowie $\pm 1,0 \%$ durch die Änderung der Rasterauflösung. Des Weiteren ist das Dosismodell des BPS mit Unsicherheiten von $\pm 4,2 \%$ für 6 MV und $\pm 3,6 \%$ für 18 MV Photonenstrahlung behaftet. Das Zustandekommen dieser beiden dosimetrischen Abweichungen wird im *Kapitel 5.2.3* näher erläutert. Für eine vollständige Fehlerbetrachtung müssen jedoch weiterhin Toleranzen der Dosimetrie, sowie dem Messfehler der genutzten Messmittel berücksichtigt werden. Für die wöchentlich durchgeführte Dosimetrie an den Linearbeschleunigern, werden Toleranzen von $\pm 2 \%$ zugelassen. Der Messfehler, welcher durch die genutzten Messmittel entsteht wurde mittels der *Gleichung 3.6* berechnet. Der sich ergebende Messfehler für den korrigierten Messwert D_w beträgt $\pm 1,8 \%$. Die ausführliche Berechnung des Messfehlers durch die Messmittel ist in den *Anlagen Teil 7* hinterlegt.

Die Quantifizierung des dosimetrischen Gesamtfehlers erfolgt über die Bildung der Wurzel des Summenquadrats der Abweichungen der untersuchten Einzelkomponenten, sowie der Toleranzen der Dosimetrie und dem Messfehler der Messgeräte. Durch dieses Verfahren können dosimetrische Gesamtfehler von $\pm 5,2 \%$ für 6 MV Photonenstrahlung und $\pm 4,6 \%$ für 18 MV Photonenstrahlung ermittelt werden.

5 Diskussion

Die quantitative Analyse des dosimetrischen Gesamtfehlers in der perkutanen Strahlentherapie gibt Aufschluss über die Unsicherheit der berechneten und letztendlich im Gewebe eingebrachten Dosisverteilungen. Durch die Analyse der dosimetrischen Fehlerkette können Fehlerquellen ausgemacht und im strahlentherapeutischen Ablauf berücksichtigt werden.

5.1 Unsicherheiten infolge von CT-Zahl-Toleranzen

Zu Beginn der Fehlerkette steht die Aufnahme der CT-Bilder anhand derer die physikalische Bestrahlungsplanung durchgeführt wird. Es wurde überprüft, welchen Einfluss eine Änderung der CT-Zahl auf die Dichte und letztendlich auf die berechnete Dosis ausübt.

Für die Ermittlung der Dichteänderung, die aus einer CT-Zahl-Änderung von ± 4 HU resultiert, standen zwei Möglichkeiten zu Verfügung. Sowohl die Methode durch die Annahme $\mu \sim \rho$ als auch durch die grafische Lösung sind bereits selbst mit bestimmten Unsicherheiten behaftet.

Der lineare Massenschwächungskoeffizient ist neben der Dichte des durchstrahlten Materials auch von der Ordnungszahl abhängig. Weiterhin besteht die Abhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten von der genutzten Photonenenergie. Demnach stellt die Näherung $\mu \sim \rho$ eine Vereinfachung zu $\mu = \mu(E, \rho, Z)$ dar, wodurch eine Ungenauigkeit bei der Bestimmung der Dichte resultiert.

Die grafische Lösung basiert auf der linearen Regression aus wenigen Dichte- und CT-Zahl-Informationen. Die berechnete Regressionsgerade liegt nicht exakt auf den Datenpunkten, woraus ein Fehler des angegebenen funktionellen Zusammenhangs resultiert. Dennoch wird das Bestimmtheitsmaß R^2 mit 0,9939 angegeben, was für eine hohe Güte der Regressionsgeraden spricht.

Beide Verfahren brachten vergleichbare Werte hervor, wodurch auf einen plausiblen Dichtewert von $0,004 \text{ g/cm}^3$ geschlossen werden kann, der einer CT-Zahl-Änderung von

4 HU entspricht. Die weiterführende Untersuchung der Dosisabweichungen infolge der Dichteänderung wurde im BPS Pinnacle³ durchgeführt. Das Bestrahlungsplanungsprogramm beruht auf Komponenten, die wiederum selbst Fehler hervorrufen, wodurch das Resultat der Dosisabweichung selbst fehlerbehaftet sein kann. Diese Fehlerquellen wurden in einer separaten Analyse des BPS analysiert und die dadurch entstehenden Abweichungen quantifiziert.

Aus den Konstanzprüfungen des Computertomographen geht hervor, dass die Abweichungen der CT-Zahlen ± 4 HU deutlich unterschreiten. Deshalb ist davon auszugehen, dass die dosimetrische Abweichung die aus der CT-Zahl-Abweichung resultiert unter dem ermittelten Wert von ± 1 % liegen.

5.2 Unsicherheiten der physikalischen Bestrahlungsplanung

5.2.1 Unsicherheiten infolge von Dichteänderung

Die Untersuchung der Dosisabweichung infolge einer sukzessiven Dichteänderung brachte einen Kurvenverlauf hervor, der der Treppenfunktion einer Analog-Digital-Wandlung gleicht. Dabei wird der unendliche Wertevorrat einer analogen Größe auf einen endlichen Wertevorrat von Teilbereichen (Quanten) abgebildet [15]. Solch eine Analog-Digital-Wandlung geht stets mit einem Informationsverlust einher. Bei der Betrachtung der grafischen Darstellung in *Abbildung 19* sind zwei Treppenfunktionen erkennbar.

Nach *Formel 2.3* wird die Dosis aus dem Quotient der absorbierten Energie und der Masse in einem Volumenelement berechnet. Die Berechnung der Dosis erfolgt im BPS innerhalb eines Volumenelements (Voxel), dessen Größe durch das Dosisraster definiert wird. Die ermittelte Treppenfunktion besteht aus kurzen Abschnitten, in denen die Dosis mit zunehmender Dichte ansteigt, die jeweils mit einem Dosissprung (Dosisabfall) beendet werden.

Die Ursache der Dosissprünge der Treppenfunktion liegt in der Quantisierung der Masse des Voxels, die zur Berechnung der Dosis aus dem Wert der in dem Voxel deponierten Energie dient.

Die ansteigenden Abschnitte der Treppenfunktion zwischen den benachbarten Dosissprüngen kann ebenfalls auf eine Digitalisierung der Masse zurückgeführt werden. Der Anstieg der Dosis mit zunehmender Dichte ist durch eine Erhöhung der absorbierten

Energie zu erklären, wenn dabei die Masse des Voxels trotz zunehmender Dichte in diesem Bereich konstant bleibt. Demnach resultiert der treppenförmige Anstieg der Dosis aus einer Erhöhung der absorbierten Energie in dem betrachteten Voxel.

5.2.2 Unsicherheiten durch die Wahl des Dosisrasters

Das Phantom für die Analyse der Auswirkungen einer Dosegridverschiebung und einer Änderung der Rasterauflösung wurde so konstruiert, dass unterschiedliche Bereiche des Strahlungsfeldes von den eingebrachten ROI erfasst werden. Bereits in den Vorüberlegungen wurde klar, dass aufgrund des sehr steilen Dosisgradienten die größten Abweichungen im Penumbrabereich des Strahlenfeldes auftreten müssen. Diese Vorüberlegungen wurden bestätigt, da in der gelben ROI im Penumbrabereich die größte Abweichungen von 0,7 % ermittelt wurden ist. Diese Abweichung liegt außerhalb des 2σ -Intervalls von $\pm 0,36\%$ der normalverteilten Dichtefunktion. Die Darstellung der normalverteilten Dichtefunktion besteht nur aus wenigen Stützstellen. Wie aus den *Tabellen in den Anlagen Teil 1* zu entnehmen ist, brachten die zahlreichen Verschiebungen des Dosisrasters stets gleiche Abweichungen hervor, woraus der unbefriedigende Kurvenverlauf der Normalverteilung hervorgeht.

Die Dosisabweichungen infolge einer Rastergrößenänderung ist, wie bereits bei der Untersuchung der Rasterverschiebung bestätigt werden konnte, abhängig von der Position der ROI im Strahlungsfeld. Die interessierenden Regionen im Zentralgebiet des Strahlungsfeldes zeigen für jede Voxelgröße relative Abweichungen die $\pm 1\%$ nicht übersteigen. Die am Rand des Strahlungsfeldes befindliche gelbe ROI zeigt jedoch mit -4,6 % die größte relative Abweichung der Dosis zur Bezugsmessung.

Die durchgeführten Untersuchungen des Dosisrasters bezogen sich auf Inhomogenitäten des Strahlenfeldes. Treten zusätzlich Dichteinhomogenitäten innerhalb eines Voxels auf, so kann es zu weiteren Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung kommen.

Die Bedeutung der Dosisabweichung durch eine Dosisrasterverschiebung oder Dosisrastergrößenänderung kann den *Abbildungen 26* und *27* entnommen werden. Durch das Verschieben des Dosisrasters entsteht im grün markierten Voxel eine Dichteinhomogenität durch die knöcherne Struktur des Wirbelkörpers und des umliegenden Gewebes.

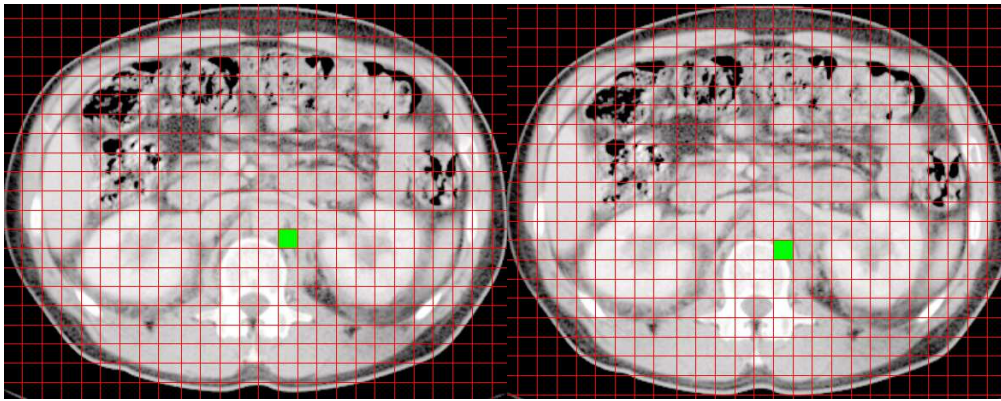


Abbildung 26: Folgen einer Dosegridverschiebung

Das linke Bild zeigt die Ausgangslage des Dosisrasters mit einem markierten Voxel. Durch eine geringe Verschiebung des Dosisrasters kommt es zum Anschneiden des Wirbelkörpers durch dieses Voxel.

Diese Dichteinhomogenität innerhalb des Voxels kann durch eine Vergrößerung der Rasterauflösung korrigiert werden (siehe Abbildung 27). Durch eine höhere Rasterauflösung können Dosisverteilungen präziser berechnet und homogener in das Zielvolumen eingebracht werden.

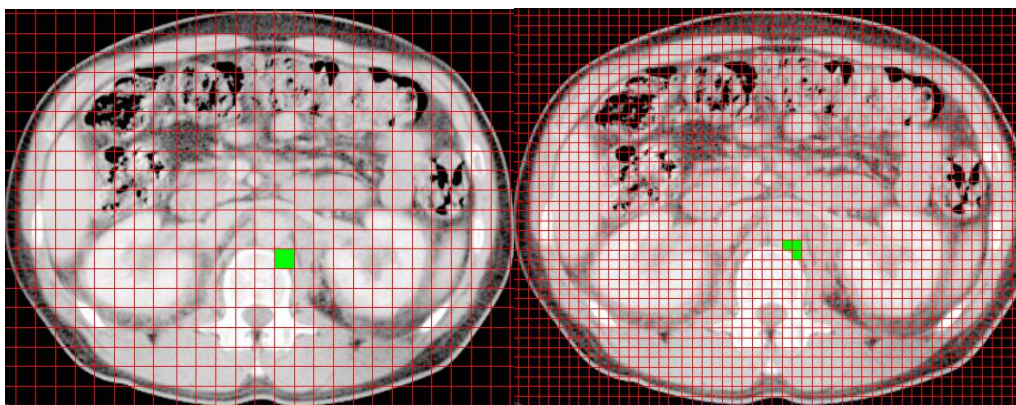


Abbildung 27: Verbesserung der Rasterauflösung

Rasterauflösung Der Vergleich der beiden Bilder zeigt, dass durch eine zu geringe Rasterauflösung der Wirbelkörper durch das grün markierte Voxel angeschnitten wird. Wählt man hingegen eine höhere Auflösung des Rasters, so passt sich das Dosegrid besser an den Wirbelkörper an und es kann eine präzisere Dosisberechnung erfolgen (siehe rechtes Bild).

Die Untersuchung der Auswirkungen von Dichteinhomogenitäten auf die Dosisberechnung obliegt weiteren Untersuchungen, die jedoch nicht Gegenstand in dieser Arbeit sind. Ergänzend zu dieser Arbeit kann eine Überprüfung der Genauigkeit

des Rechenalgorithmus durchgeführt werden. Nach [19] sollte weiter geprüft werden, ob ein Algorithmus so implementiert ist, dass an den Grenzen der zulässigen Datenbereiche keine mathematisch falschen Ergebnisse auftreten.

5.2.3 Dosisabweichungen im Dosismodell

Dem Dosismodell konnten dosimetrische Abweichungen für unterschiedliche Bereiche der Tiefendosis- und Querprofile entnommen werden. Eine Diskussion über die Einbeziehung der einzelnen Bereiche für die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers ist daher erforderlich.

Die Tiefendosiscurven wurden in die Bereiche des Dosisaufbaus und den Dosisverlauf in der Tiefe unterteilt. Der Dosisaufbau ist ein wesentlicher Bestandteil der Bestrahlungsplanung und ist in jedem Bestrahlungsplan präsent, da aus dem Dosisaufbau die Oberflächendosis resultiert. Demzufolge ist es notwendig die Abweichungen für den Bereich des Dosisaufbaus in den dosimetrischen Gesamtfehler einzubeziehen.

Im Dosismodell des BPS sind Querverteilungen für Messtiefen von 10 cm und 20 cm hinterlegt, wodurch die Tiefeninformationen in der Datenbank der Querverteilungen implementiert sind. Für die Beurteilung des dosimetrischen Gesamtfehlers der untersuchten Fehlerkette ist es daher ausreichend, das Zentralgebiet der Querverteilung des Dosismodells zu berücksichtigen. Beide Tiefeninformationen wurden bei der Ermittlung der normalverteilten Dichtefunktion einbezogen und nicht separat untersucht. Somit ist es plausibel den Tiefenbereich der Tiefendosisverläufe bei der Ableitung des Gesamtfehlers nicht zu berücksichtigen.

Die Dosisquerverteilung im Dosismodell ist neben dem Zentralgebiet in die Bereiche der Penumbra und den Transmissionsbereich gegliedert.

In der Darstellung des Dosisquerprofils ist festzustellen, dass der Halbschattenbereich maximal 10 % der gesamten Querverteilung abdeckt. Durch den steilen Dosisgradienten zwischen 80 % und 20 % entstehen hier jedoch die größten Abweichungen im Dosismodell (siehe Tabelle 7). In der physikalischen Bestrahlungsplanung kommen unterschiedliche Techniken zum Einsatz, die eine Überlagerung der Strahlenfelder mit sich bringen. Diese Überlagerungen führen zu einer Relativierung der steilen Dosisgradienten, wodurch in der Praxis kleinere Abweichungen auftreten werden.

Die jährliche Konstanzprüfung beinhaltet neben der Aufnahme der Tiefendosiscurven die Messungen der Dosisquerprofile. Die Konstanzprüfungen der klinischen

Linearbeschleuniger erfolgt unter Verwendung eines einzelnen Strahlenfeldes, wodurch eine Überlagerung mehrerer Strahlenfelder nicht in Betracht gezogen werden kann. Der Penumbrabereich ist demnach fester Bestandteil der Konstanzprüfungen und ist daher für theoretische Überlegungen unabdingbar. Somit wird dieser Bereich der Dosisquerprofile in die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers einbezogen.

Der Bereich der Transmission wird ebenfalls in die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers einbezogen. Durch Streuungs- und Transmissionsprozesse an Blenden und Kollimatoren wird ein Teil der Dosis im benachbarten Gewebe bzw. Risikoorganen deponiert. Da die Strahlenbehandlung unter maximaler Schonung des gesunden Gewebes verlaufen sollte, ist der Transmissionsbereich für die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers wesentlich.

Nach den getroffenen Überlegungen ergibt sich eine Zusammensetzung der Dosisbereiche, wie sie in *Abbildung 28* dargestellt ist. Der Quader zeigt eine Verteilung der Dosisbereiche, wie sie durch ein von oben senkrecht zum Quader stehendes Strahlenfeld hervorgerufen werden würde. Beim Eintritt der Strahlung in den Körper kommt es in den oberflächennahen Schichten zum Aufbaueffekt. Daran anschließend folgen die Bereiche der Tiefendosis in 10 cm und 20 cm Tiefe. Die Randbereiche sind durch den Halbschattenbereich und Transmissionsbereich geprägt.

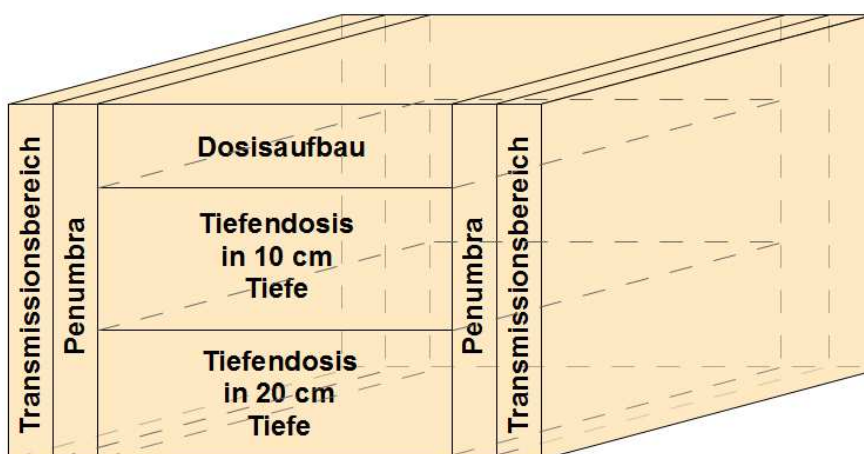


Abbildung 28: Verteilung der Dosisbereiche

Der abgebildete Quader zeigt die Verteilung der Dosisbereiche des Dosismodells, die für die Analyse des dosimetrischen Gesamtfehlers einbezogen wurden. Beim Einstrahlen eines einzelnen Strahlenfeldes senkrecht zur oberen Fläche, gehen die Dosisbereiche, wie es dargestellt ist, in einander über.

Fasst man die relevanten Bereiche der Tiefendosisverläufe und der Dosisquerprofile mit denen zuvor ermittelten Abweichungen des BPS zusammen, erhält man mittels *Gleichung 3.3* eine Unsicherheit der Dosis von 4,4 % und 3,9 % für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung. Die Unsicherheit der Bestrahlungsplanung wird nach [11] mit 5,3 % angegeben, somit liegt die Gesamtunsicherheit für das BPS unterhalb dieser Angabe. Aus [11] geht jedoch nicht hervor, welche Bestandteile des BPS überprüft und in die Gesamtunsicherheit einbezogen wurden.

Eine Aussage inwieweit die Abweichungen der einzelnen Bereiche auf die Gesamtunsicherheit einwirken kann jedoch nicht getroffen werden, da die Präsenz und demnach die Auswirkungen der Bereiche von der jeweiligen Bestrahlungssituation abhängig sind.

5.3 Vergleich berechnete und gemessene Dosen

Die durchgeführte Untersuchung dient dem Vergleich zwischen berechneten und gemessenen Dosen. Da mittels der durchgeführten Messung Tiefendosiskurven aufgenommen wurden, sollen auch nur die Abweichungen des BPS der Tiefendosisverläufe für den Vergleich genutzt werden. Aus *Kapitel 4.2.3* können dosimetrische Abweichungen der TDK von $\pm 1,5\%$ und $\pm 1,8\%$ für 6 MV und 18 MV Photonenstrahlung entnommen werden. Diese Ergebnisse resultieren aus den Abweichungen durch die sprunghafte Berechnung der Dosis, der Änderungen der Dosisrasterparameter, sowie den Abweichungen des Dosismodells für den Tiefendosisverlauf.

Der Vergleich der berechneten Werte mit den gemessenen Werten ergab eine Abweichung von $\pm 1,7\%$. Dieser Wert stimmt mit den abgeschätzten Unsicherheiten des Bestrahlungsplanungssystems sehr gut überein. Die Ergebnisse bestätigen also die Betrachtungen zum Fehler der berechneten Dosen des Bestrahlungsplanungssystems.

5.4 Betrachtung des Gesamtfehlers

Nachdem die dosimetrischen Abweichungen der Einzelkomponenten verifiziert wurden, konnten diese mittels der *Formel 3.3* zu dem dosimetrischen Gesamtfehler zusammengezogen werden. Das Endergebnis liefert für 6 MV Photonenstrahlung 5,2 % und für 18 MV Photonenstrahlung 4,6 % des dosimetrischen Gesamtfehlers.

Nach [11] kann für die Dosimetrie eine Gesamtunsicherheit von 7,8 % geschätzt werden. Diese Unsicherheit stammt aus dem Jahre 1984 und entspricht deshalb nicht dem heutigen Stand der Technik. Die Strahlenschutzkommission veröffentlichte in [19] eine Tabelle zur Schätzung der Unsicherheiten bei der Teletherapie mit Photonenstrahlung. Aus dieser Tabelle geht hervor, dass gegenwärtig mit Unsicherheiten von mehr als 4 % gerechnet werden muss. Diese Unsicherheiten werden jedoch nur erreicht, wenn eine Qualitätssicherung des vollständigen Systems durchgeführt wird. So beinhaltet die Schätzung der Abweichung Komponenten die im Rahmen dieser Bachelorarbeit nicht untersucht wurden. Neben der Stabilität der Monitorkalibrierung, Positionierung der Patienten und Organbewegungen sind Unsicherheiten für Rechenalgorithmen unterschiedlicher Komplexität angegeben. Aus einer Unsicherheit des Rechenalgorithmus von 3 % resultiert nach [19] eine Gesamtunsicherheit der applizierten Dosis von 5,2 %. Der in dieser Arbeit analysierte dosimetrische Gesamtfehler stimmt den Literaturwerten gut überein. Das Bestrahlungsplanungssystem weist aufgrund der großen Komplexität mit $\pm 4,4$ % und $\pm 3,9$ % (siehe Kapitel 5.2.3) die größten Unsicherheiten der untersuchten Fehlerkette auf. Das Bestrahlungsplanungssystem geht nach diesen Ergebnissen zu etwa 70 % in den Gesamtfehler ein.

Die ± 2 %-Toleranz die bei der wöchentlichen Dosimetrie zugelassen wird, berücksichtigen neben dem Messfehler vor allem die Tatsache, dass die Maschinenparameter der Beschleuniger während der Bestrahlung nicht exakt konstant bleiben.

Die Durchführung der Absolutdosimetrie ist durch die Nutzung von offenen Ionisationskammern an die Umgebungsbedingungen gebunden. Demnach fließen die Toleranzen der Messmittel, wie das Barometer, Thermometer und der Ionisationskammer, in die Berechnung des dosimetrischen Gesamtfehlers ein. Der Fehlerbeitrag, der Toleranz der Dosimetrie und der Abweichung durch die Messmittel, beträgt etwa 30 % des dosimetrischen Gesamtfehlers.

Die Unsicherheit durch die Toleranzen des Computertomographen ist mit $\pm 0,1$ % dagegen vernachlässigbar klein.

6 Zusammenfassung

Die perkutane Strahlentherapie ist ein verketteter Behandlungskomplex bei dem die Patienten eine Reihe diagnostischer und therapeutischer Verfahren durchlaufen. Zu Beginn dieses Komplexes stehen die bildgebenden Verfahren zur Diagnosefindung und als Grundlage der physikalischen Bestrahlungsplanung. Mittels modernster Bestrahlungsplanungssysteme können Dosen sehr genau und individuell auf das jeweilige Krankheitsbild berechnet werden. Klinische Linearbeschleuniger erzeugen ionisierende Strahlung, mit der die berechneten Dosen exakt im Zielvolumen des Patienten appliziert werden können. Jeder der einzelnen Komponenten verursacht geometrische und dosimetrische Abweichungen, die letztendlich zu einer Gesamtunsicherheit in der Bestrahlung führen. Eine erhebliche Abweichung kann sich auf den Verlauf des strahlentherapeutischen Prozesses auswirken und so eine optimale Behandlung des Patienten gefährden. Aus diesem Grund veranlasste das Bundesministerium für Umwelt, Natur und Reaktorsicherheit in Zusammenarbeit mit Medizinphysik-Experten eine Prüfung des Gesamtsystems durchzuführen.

In dieser Arbeit wurde speziell auf die dosimetrischen Abweichungen der Einzelkomponenten der perkutanen Strahlentherapie eingegangen. Im Vordergrund standen hierbei die Computertomographie, das Bestrahlungsplanungssystem und der klinische Linearbeschleuniger.

Die Analyse der Dosisabweichungen infolge von Toleranzen bei der Dichteberechnung des Computertomographen orientierte man sich an den Toleranzen, die durch die regelmäßig durchgeführten Konstanzprüfungen eingehalten werden. Die daraus resultierenden Dosisabweichungen sind jedoch vernachlässigbar klein, sodass die Auswirkungen auf den dosimetrischen Gesamtfehler eine untergeordnete Rolle spielen.

Weiterführend wurde das Bestrahlungsplanungssystem auf einzelne Fehlerquellen untersucht und die daraus resultierenden dosimetrischen Unsicherheiten während der physikalischen Bestrahlungsplanung ermittelt. Als Fehlerquellen stellten sich hierbei Unsicherheiten in der Dosisberechnung aufgrund von Dichteänderungen, Verschiebungen des Dosisrasters sowie Änderungen der Rastergröße heraus. Eine weitere Fehlerquelle des Bestrahlungsplanungssystems ist das Dosismodell. Hier wurden einzelne Bereiche

der Tiefendosis- und Dosisquerverteilungen für unterschiedliche Feldgeometrien analysiert.

Die letzte Untersuchung galt dem Vergleich dosimetrischer Abweichungen, welche zwischen berechneten und gemessenen Dosen entstehen. Hierfür wurde ein Wasserkasten im Bestrahlungsplanungssystem generiert und Dosen an definierten Punkten für unterschiedliche Feldgeometrien berechnet. Anschließend wurden diese berechneten Dosiswerte mittels einer Wasserphantommessung unter gleichen Feldgeometrien am klinischen Linearbeschleuniger nachempfunden. Die Ergebnisse aus der Untersuchung des BPS wurden durch diese Untersuchung bestätigt.

Durch die Analyse der Einzelkomponenten konnte eine Wichtung der dosimetrischen Unsicherheiten erfolgen und deren Einfluss auf das Gesamtsystems beurteilt werden. Es stellte sich heraus, dass das Bestrahlungsplanungssystem aufgrund der großen Komplexität die größten Unsicherheiten innehat. Die durchgeführten Untersuchungen und die Ermittlung des dosimetrischen Gesamtfehlers ermöglichen eine Aussage über die Genauigkeit der Dosisberechnung sowie der präzisen Applikation der Dosis im Zielvolumen des Patienten.

Literatur

- [1] CIRS, Tissue Simulation & Phantom Technology:
<http://www.cirsinc.com/file/Products/062M/062M_DS.pdf>, verfügbar am 18.07.2014

- [2] Deutsche Krebsgesellschaft e.V.: Diagnose und Therapie
<http://www.krebsgesellschaft.de/db_diagnose_therapie_uebersicht,795.html>, verfügbar am 04.08.2014

- [3] Deutsche Krebshilfe e.V. (HRSG): Die blauen Ratgeber
„Strahlentherapie“, Stand 7/2013

- [4] DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für
Photonen- und Elektronenstrahlung- Teil 2: Dosimetrie
hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit
Ionisationskammern, Oktober 1997

- [5] DIN 6847-4: Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen –
Apparative Qualitätsmerkmale, identisch mit IEC 976, Oktober
1990

- [6] International Atomic Energy Agency: Commissioning and Quality
Assurance of Computerized Planning Systems for Radioation
Treatment of Cancer – Technical Report Series no. 430, 2004

- [7] Kohlrausch:
<http://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/publikationen/buecher/Kohlrausch/Band_2/Strahlung_Radioaktivitaet/Kohlrausch_2_Ionisierende_Strahlung_und_Radioaktivitaet_Dosimetrie_und_Strahlenschutzmessung.pdf>,
verfügbar am 16.07.2014

-
- [8] Kramme, R.: Medizintechnik, Verfahren – Systeme - Informationstechnik – Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2007
- [9] Krieger, H.: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz - Band 2 Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie -2. völlig überarbeitete und erweiterte Auflage, B. G. Teubner Stuttgart, 1997
- [10] Krieger, H.: Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes – 4. überarbeitete und erweiterte Auflage, Vieweg+Teubner Verlag | Springer Fachmedien Wiesbaden, 2012
- [11] Krieger, H.: Strahlungsmessung und Dosimetrie – 2. überarbeitete und erweiterte Auflage, Springer Spektrum | Springer Fachmedien Wiesbaden 2011| 2013
- [12] Martin Luther Universität Halle – Wittenberg: <http://positron.physik.uni-halle.de/VVB/SdM_Dias.html> - verfügbar am 27.7.2014
- [13] McNutt, T: ADAC Radiation Therapy Products - The ADAC Pinnacle³ Collapsed Cone Convolution Superposition Dose Model
- [14] Mephysto Software Suit, PTW Freiburg
- [15] Parthier, R.: Grundlagen und Anwendungen der elektrischen Messtechnik für alle technischen Fachrichtungen und Wirtschaftsingenieure – 6. überarbeitete und erweiterte Auflage, Vieweg + Teubner Verlag 2011
- [16] Philips Medical Systems: Pinnacle³ Physik Benutzerhandbuch - Version 9.4, 2012

-
- [17] Philips Medical Systems: Pinnacle³ Planung Benutzerhandbuch - Version 9.4, 2012
- [18] Robert Koch Institut: Krebs in Deutschland 2009/2010 - 9. Ausgabe, 2013
- [19] Strahlenschutzkommission: Physikalisch-technische Qualitätssicherung in der Strahlentherapie - Vorschläge zur Prüfung des gesamten Behandlungssystems - Empfehlungen der Strahlenschutzkommission - Verabschiedet in der 241. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 28./29. April 2010
- [20] Vogl, T., Reith, W., Rummeny, E (Hrsg.): Diagnostische und Interventionelle Radiologie – Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2001
- [21] Wannenmacher, M. ; Debus, J. , Wenz, F.: Strahlentherapie - Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006

Anlagen

Teil 1: Verschiebung des Dosisrasters.....	A-I
Teil 2: Variation der Voxelgröße des Dosisrasters.....	A-IV
Teil 3: Normalverteilungen der Abweichungen der Tiefendosiskurven.....	A-V
Teil 4: Normalverteilungen der Abweichungen der Dosisquerprofile	A-VIII
Teil 5: Abweichung zwischen gemessener und berechneter Dosen 6 MV.....	A-XIII
Teil 6: Abweichung zwischen gemessener und berechneter Dosen 18 MV...	A-XVI
Teil 7: Berechnung der Messunsicherheiten der Messmittel.....	A-XIX

Anlagen, Teil 1

Verschiebung des Dosisrasters in eine Raumrichtung.

Verschiebung lateral [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	4,35	7,98	7,98	9,14	6,73
-2	4,34	7,98	7,98	9,14	6,73
-3	4,32	7,98	7,97	9,14	6,73
-4	4,33	7,98	7,97	9,14	6,73
1	4,32	7,97	7,97	9,14	6,73
2	4,34	7,97	7,97	9,13	6,73
3	4,35	7,97	7,97	9,13	6,73
4	4,33	7,97	7,97	9,13	6,73

Verschiebung ant-post [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	4,32	7,98	7,98	9,14	6,75
-2	4,32	7,97	7,98	9,14	6,75
-3	4,34	7,97	7,98	9,14	6,75
-4	4,33	7,97	7,97	9,14	6,75
1	4,34	7,98	7,98	9,14	6,74
2	4,32	7,99	7,99	9,14	6,74
3	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74
4	4,32	7,99	7,99	9,14	6,74

Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	4,33	7,98	7,98	9,14	6,73
-2	4,34	7,98	7,98	9,14	6,73
-3	4,33	7,97	7,98	9,14	6,73
1	4,34	7,97	7,98	9,14	6,73
2	4,33	7,98	7,98	9,14	6,73
3	4,33	7,98	7,98	9,14	6,73

Verschiebung des Dosisrasters in zwei Raumrichtungen.

Verschiebung lateral [mm]	Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	-1	4,35	7,98	7,98	9,14	6,73
-2	-2	4,34	7,98	7,98	9,14	6,73
-3	-3	4,32	7,98	7,97	9,14	6,73
1	1	4,32	7,98	7,98	9,14	6,73
2	2	4,34	7,98	7,97	9,14	6,73
3	3	4,35	7,97	7,97	9,14	6,73

Verschiebung ant-post [mm]	Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	-1	4,32	7,98	7,98	9,16	6,75
-2	-2	4,32	7,97	7,98	9,15	6,75
-3	-3	4,34	7,98	7,98	9,15	6,75
1	1	4,34	7,98	7,98	9,15	6,74
2	2	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74
3	3	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74

Verschiebung lateral [mm]	Verschiebung ant-post [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	1	4,35	7,98	7,98	9,15	6,74
-2	2	4,32	7,99	7,98	9,15	6,74
-3	3	4,30	8,00	7,98	9,16	6,74
-4	4	4,33	8,00	7,98	9,14	6,74
1	-1	4,30	7,98	7,98	9,15	6,75
2	-2	4,32	7,97	7,98	9,15	6,75
3	-3	4,35	7,97	7,98	9,14	6,75
4	-4	4,33	7,96	7,97	9,13	6,74

Verschiebung des Dosisrasters in drei Raumrichtungen.

Verschiebung lateral [mm]	Verschiebung ant-post [mm]	Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	-1	-1	4,33	7,98	7,98	9,16	6,75
-2	-2	-2	4,32	7,98	7,97	9,16	6,75
-3	-3	-3	4,32	7,98	7,97	9,15	6,75
1	1	1	4,32	7,98	7,98	9,15	6,74
2	2	2	4,32	7,99	7,98	9,15	6,74
3	3	3	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74

Verschiebung lateral [mm]	Verschiebung ant-post [mm]	Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	1	1	4,35	7,98	7,98	9,15	6,74
-2	2	2	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74
-3	3	3	4,30	8,00	7,99	9,15	6,74
1	-1	-1	4,30	7,98	7,98	9,15	6,75
2	-2	-2	4,32	7,97	7,97	9,15	6,75
3	-3	-3	4,35	7,97	7,98	9,14	6,75

Verschiebung lateral [mm]	Verschiebung ant-post [mm]	Verschiebung sup-inf [mm]	Dosis ROI Gelb [Gy]	Dosis ROI Orange [Gy]	Dosis ROI Grün [Gy]	Dosis ROI Lila [Gy]	Dosis ROI Blau [Gy]
-1	1	-1	4,35	7,98	7,98	9,15	6,74
-2	2	-2	4,32	7,99	7,99	9,15	6,74
-3	3	-3	4,30	8,00	7,98	9,16	6,74
1	-1	1	4,30	7,98	7,98	9,16	6,75
2	-2	2	4,32	7,97	7,98	9,15	6,75
3	-3	3	4,35	7,99	7,98	9,15	6,75

Anlagen, Teil 2

Variation der Voxelgröße des Dosisrasters

ROI Orange

Voxelgröße [mm ³]	Dosis [Gy]	Abweichung [%]
1	7,84	0,00
8	7,84	0,00
27	7,83	-0,13
64	7,77	-0,89
125	7,82	-0,26

ROI Lila

Voxelgröße [mm ³]	Dosis [Gy]	Abweichung [%]
1	9,06	0,00
8	9,05	-0,11
27	9,05	-0,11
64	9,13	0,77
125	9,06	0,00

ROI Grün

Voxelgröße [mm ³]	Dosis [Gy]	Abweichung [%]
1	7,91	0,00
8	7,90	-0,13
27	7,91	0,00
64	7,88	-0,38
125	7,89	-0,25

ROI Gelb

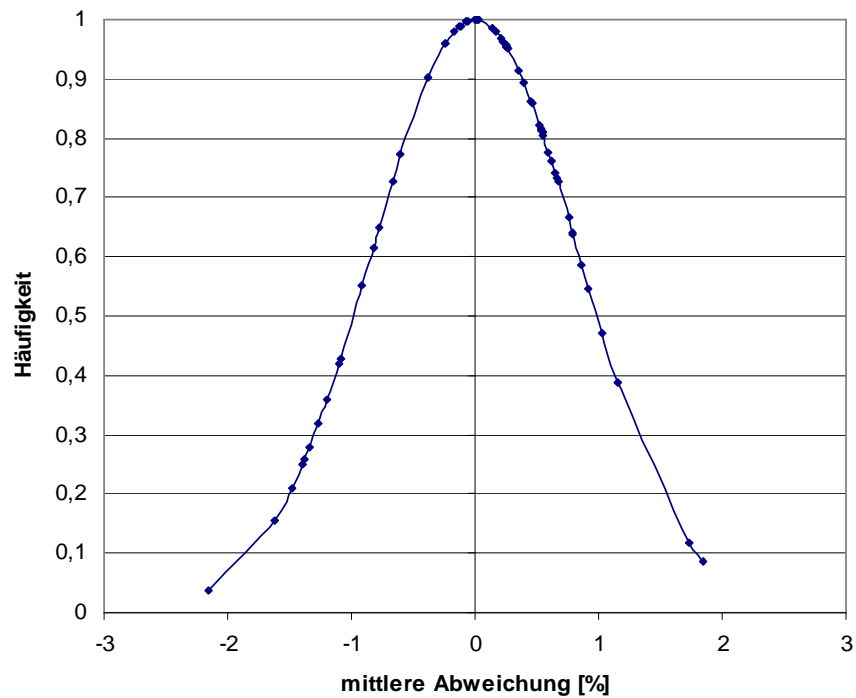
Voxelgröße [mm ³]	Dosis [Gy]	Abweichung [%]
1	4,36	0,00
8	4,31	-1,15
27	4,26	-2,29
64	4,16	-4,59
125	4,17	-4,36

ROI Blau

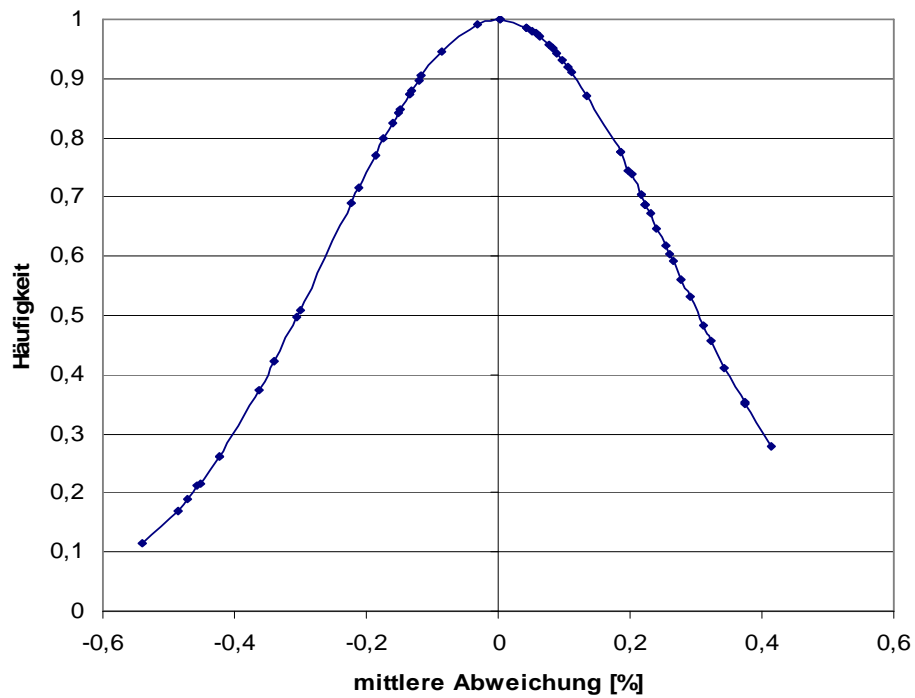
Voxelgröße [mm ³]	Dosis [Gy]	Abweichung [%]
1	6,55	0,00
8	6,55	0,00
27	6,56	0,15
64	6,55	0,00
125	6,52	-0,46

Anlagen, Teil 3

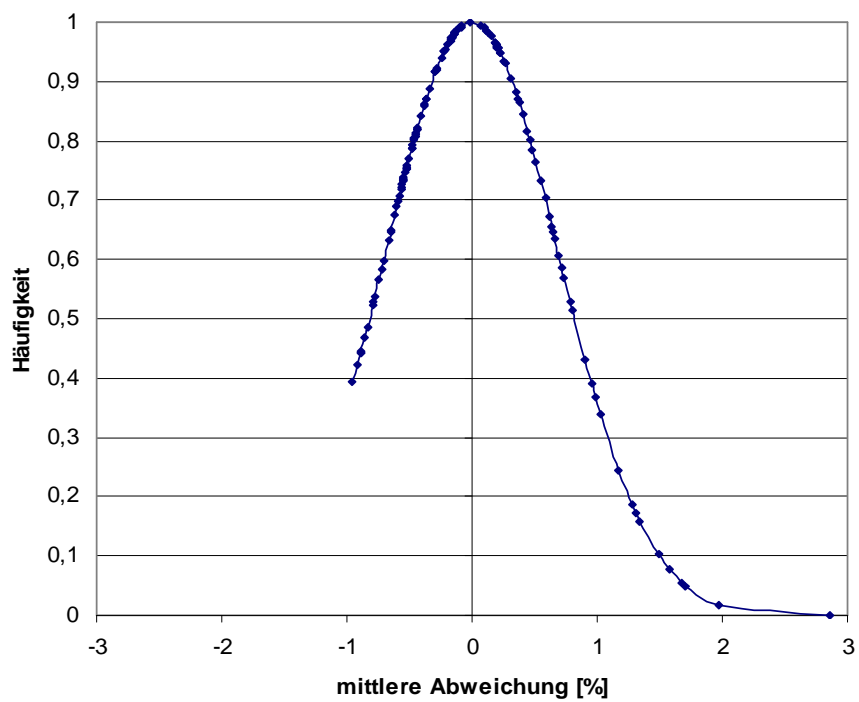
Normalverteilte Dichtefunktionen der mittleren Abweichungen des Dosismodells der Tiefendosiskurven.



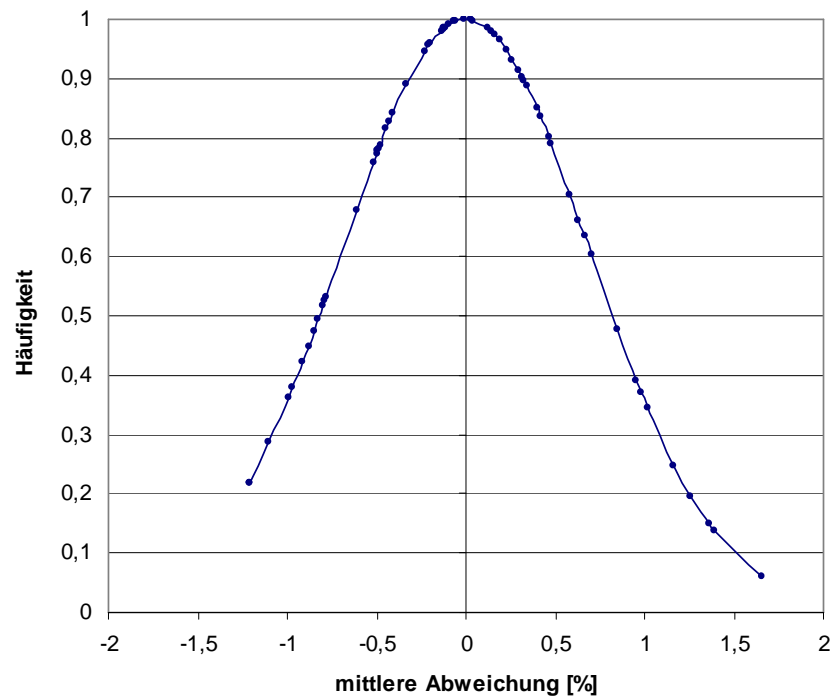
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Bereich des Dosisaufbaus für 6 MV Photonenstrahlung.



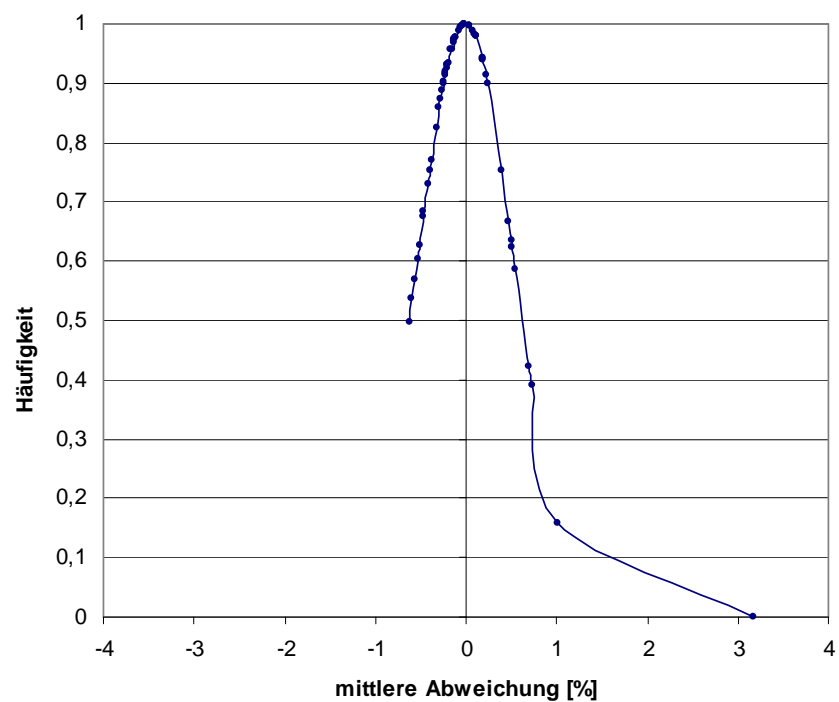
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Dosisverlauf in der Tiefe für 6 MV Photonenstrahlung.



Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den gesamten Tiefendosisverlauf für 18 MV Photonenstrahlung.



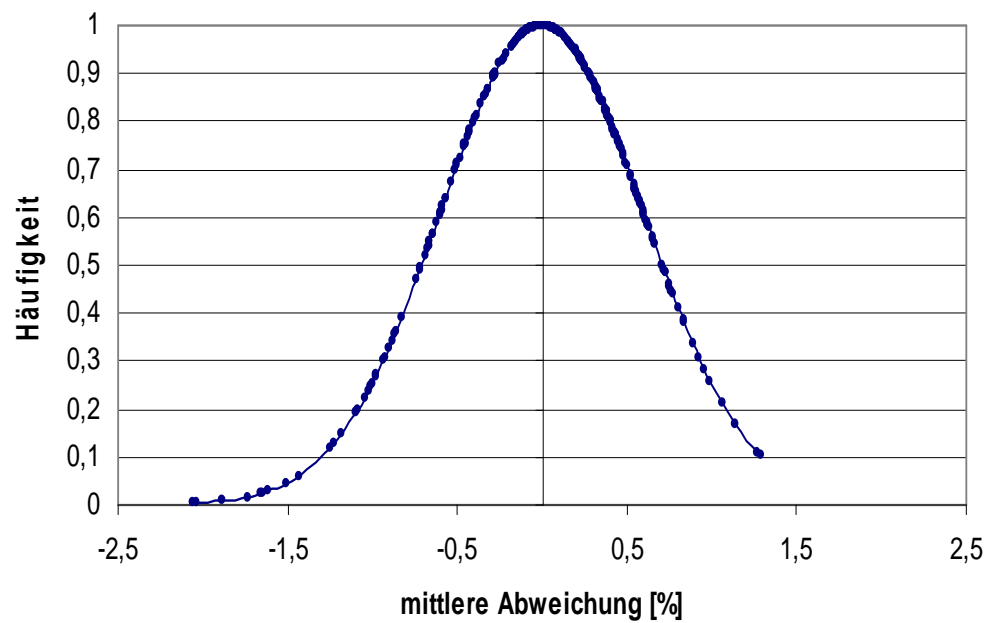
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Bereich des Dosisaufbaus für 18 MV Photonenstrahlung.



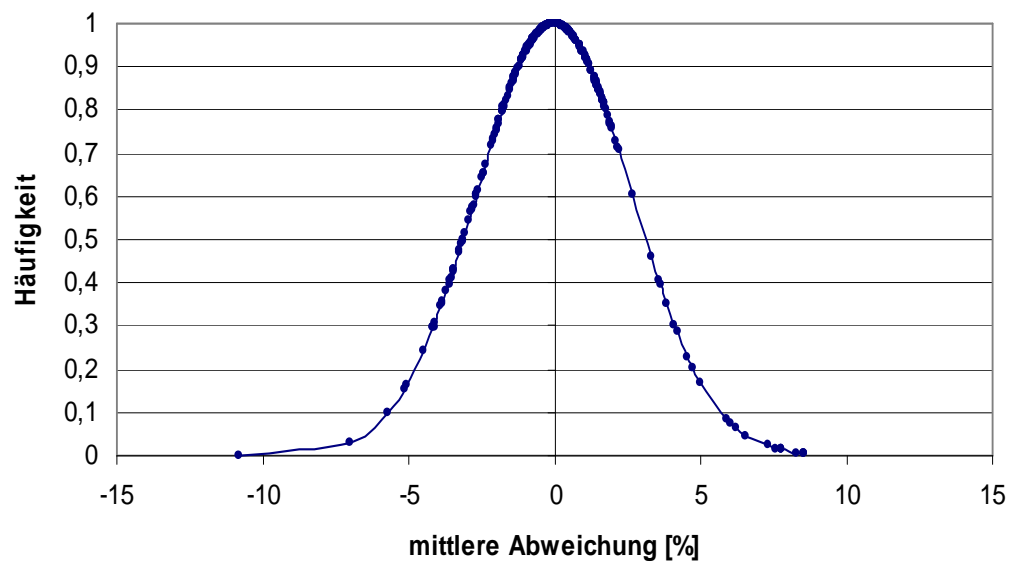
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Dosisverlauf in der Tiefe für 18 MV Photonenstrahlung.

Anlagen, Teil 4

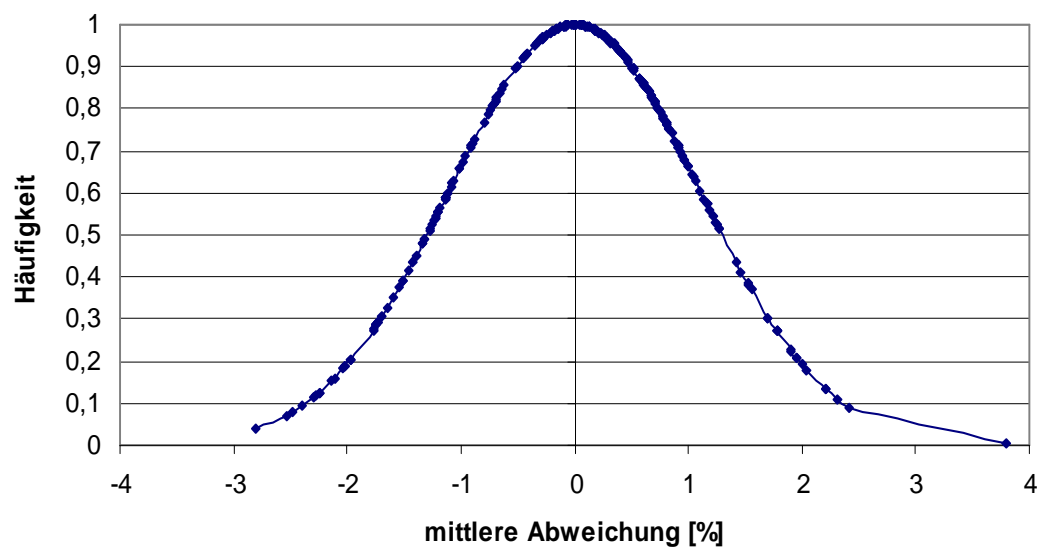
Normalverteilte Dichtefunktionen der mittleren Abweichungen des Dosismodells der Dosisquerprofile.



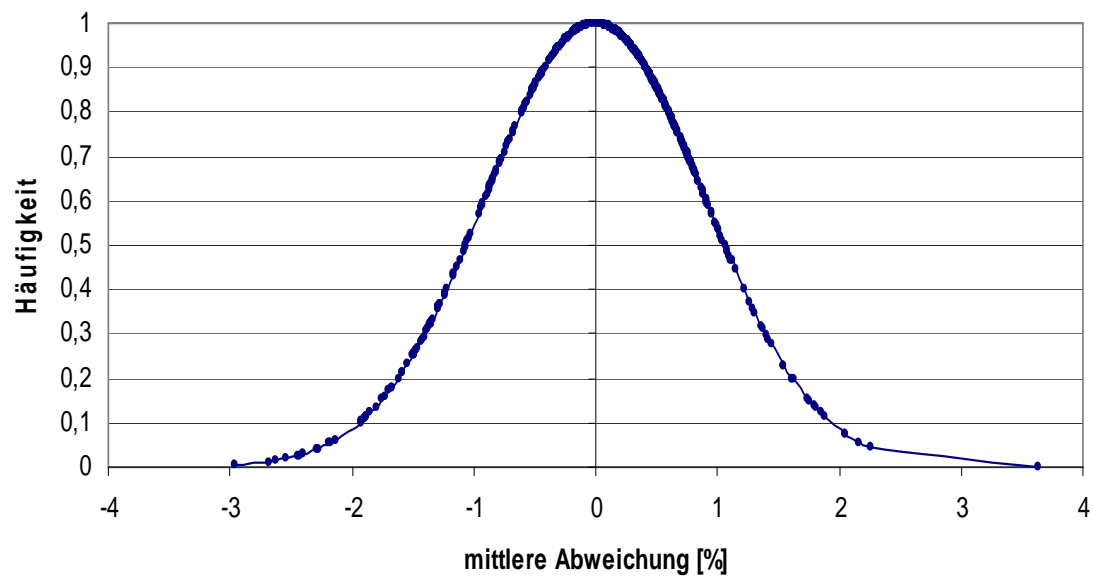
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über das Zentralgebiet des Dosisquerprofils für 6 MV Photonenstrahlung.



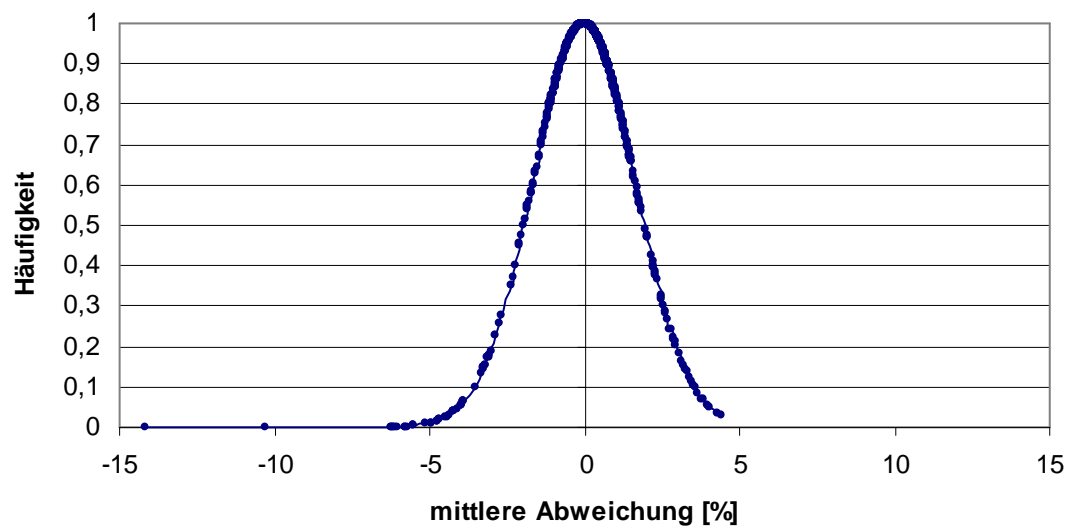
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Penumbrabereich des Dosisquerprofils für 6 MV Photonenstrahlung.



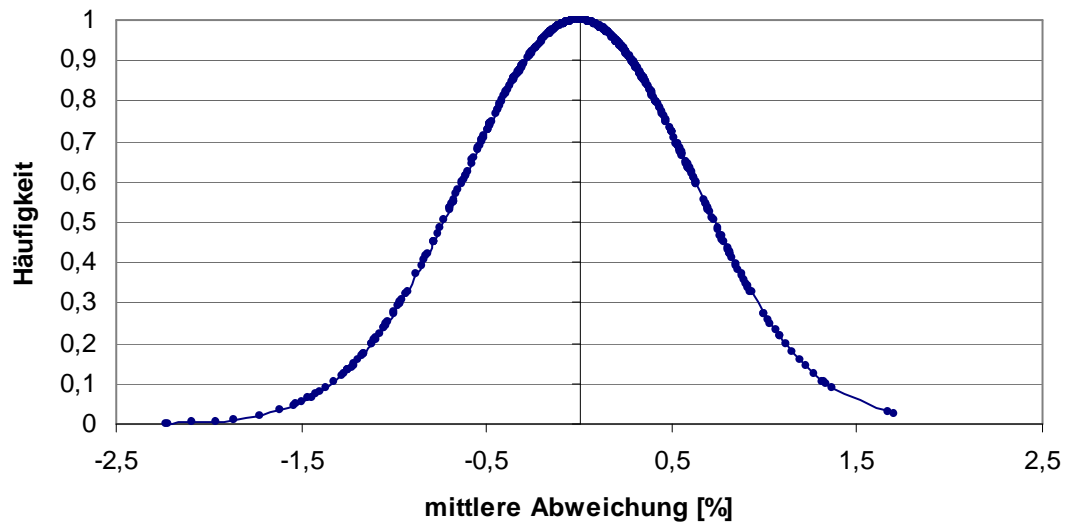
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Bereich der Transmission des Dosisquerprofils für 6 MV Photonenstrahlung.



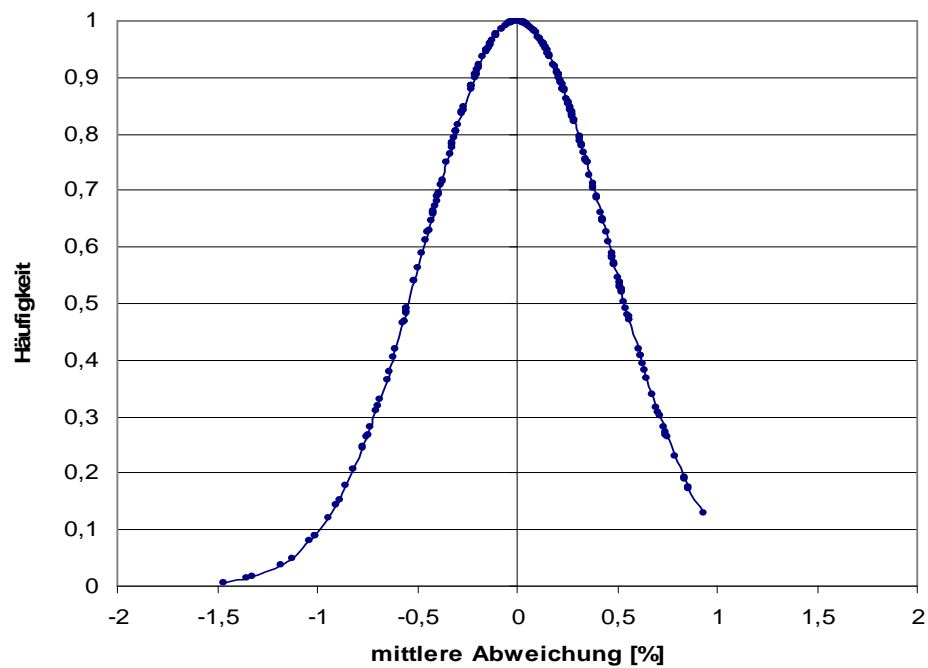
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über das Zentralgebiet und des Transmissionsbereichs des Dosisquerprofils für 6 MV Photonenstrahlung.



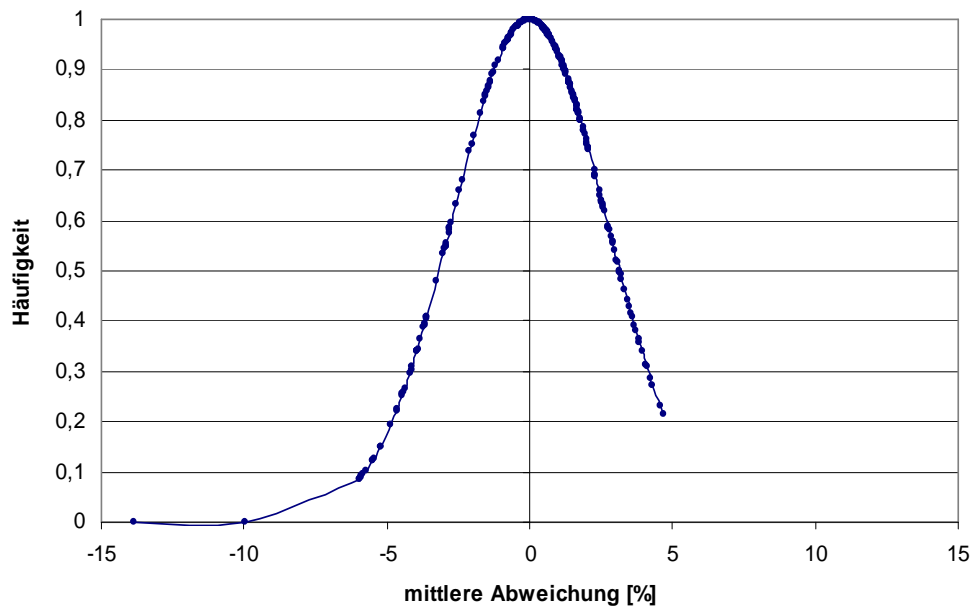
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über das gesamte Dosisquerprofil für 18 MV Photonenstrahlung.



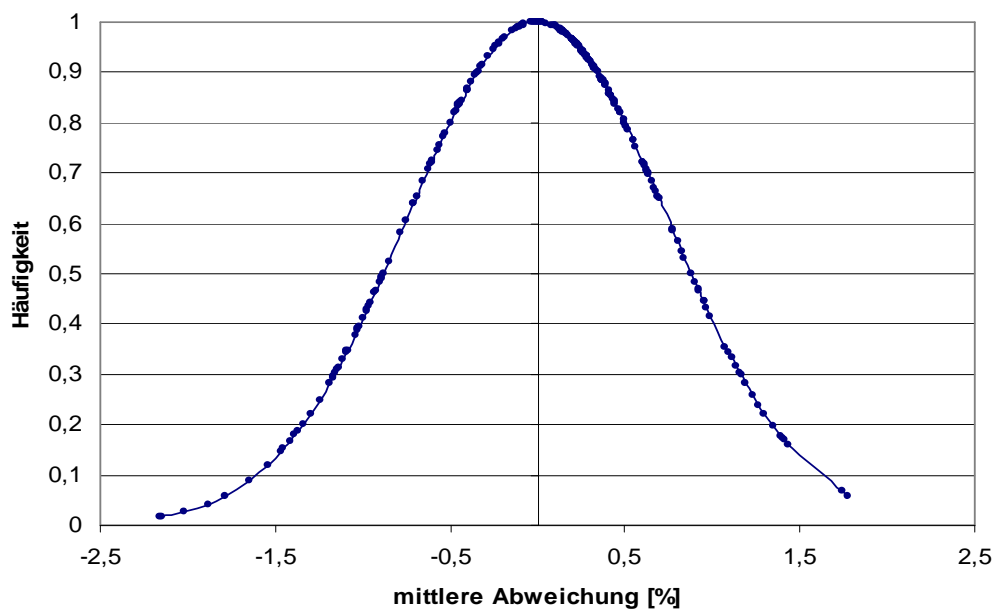
Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über das Zentralgebiet und des Transmissionsbereichs des Dosisquerprofils für 18 MV Photonenstrahlung.



Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über das Zentralgebiet des Dosisquerprofils für 18 MV Photonenstrahlung.



Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Penumbrabereich des Dosisquerprofils für 18 MV Photonenstrahlung.



Normalverteilung der Abweichungen des Dosismodells über den Bereich der Transmission des Dosisquerprofils für 18 MV Photonenstrahlung.

Anlagen, Teil 5

Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten an definierten Messpunkten für 6 MV Photonenstrahlung.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 10 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,1	0,992	0,99	-0,2
	5	86,9	0,870	0,87	0,0
	10	67,6	0,676	0,67	-0,9
	15	51,8	0,518	0,51	-1,5
	20	39,5	0,395	0,39	-1,3
x-Richtung	2	99,6	1,009	1,01	0,1
	5	86,5	0,876	0,87	-0,7
	10	66,1	0,670	0,67	0,0

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 5 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,2	0,939	0,94	0,1
	5	85,5	0,809	0,80	-1,1
	10	64,2	0,608	0,60	-1,3
	15	48,1	0,455	0,44	-3,3
	20	35,9	0,339	0,33	-2,7

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 15 cm × 15 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99	1,022	1,02	-0,2
	5	87,2	0,899	0,9	0,1
	10	69,2	0,714	0,71	-0,6
	15	53,8	0,556	0,55	-1,1
	20	41,7	0,430	0,42	-2,3
x- Richtung	2	99,6	1,046	1,05	0,4
	5	87,2	0,923	0,92	-0,3
	10	68,3	0,721	0,72	-0,1

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 20 cm × 20 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	98,9	1,039	1,04	0,1
	5	87,7	0,922	0,92	-0,2
	10	70,3	0,738	0,74	0,3
	15	55,2	0,580	0,58	0,0
	20	43,2	0,454	0,45	-0,9
x- Richtung	2	99,2	1,068	1,07	0,2
	5	87,5	0,940	0,95	1,1
	10	69,5	0,748	0,75	0,3

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 10 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,2	0,971	0,97	-0,1
	5	85,5	0,842	0,83	-1,4
	10	64,2	0,641	0,63	-1,7
	15	48,1	0,482	0,48	-0,4
	20	35,9	0,363	0,36	-0,8

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 15 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,2	0,982	0,98	-0,2
	5	86,2	0,854	0,85	-0,5
	10	66	0,653	0,65	-0,5
	15	49,8	0,494	0,49	-0,8
	20	37,9	0,376	0,37	-1,6

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 15 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,3	1,011	1,01	-0,1
	5	87,2	0,889	0,89	0,1
	10	68,2	0,695	0,69	-0,7
	15	52,7	0,537	0,53	-1,3
	20	40,4	0,412	0,41	-0,5
x- Richtung	2	99,2	1,025	1,03	0,5
	5	86,3	0,892	0,89	-0,2
	10	66,7	0,689	0,69	0,1

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 20 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	98,9	1,016	1,02	0,4
	5	87,3	0,896	0,90	0,4
	10	68,6	0,704	0,70	-0,6
	15	53,1	0,546	0,55	0,7
	20	41	0,421	0,42	-0,2
x- Richtung	2	99,4	1,031	1,03	-0,1
	5	86,8	0,900	0,90	0,0
	10	67,4	0,700	0,69	-1,4

Anlagen, Teil 6

Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten an definierten Messpunkten für 18 MV Photonenstrahlung.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 10 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	97,1	0,971	0,96	-1,1
	5	95,3	0,953	0,95	-0,3
	10	77,9	0,779	0,78	0,1
	15	63,1	0,631	0,63	-0,2
	20	51,2	0,512	0,51	-0,4
x- Richtung	2	96,6	0,964	0,96	-0,4
	5	95,1	0,950	0,94	-1,1
	10	77,6	0,774	0,77	-0,5

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 5 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	95,2	0,891	0,87	-2,4
	5	95,7	0,896	0,89	-0,7
	10	77	0,721	0,72	-0,1
	15	61,8	0,578	0,57	-1,4
	20	49,2	0,460	0,46	0,0

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 15 cm × 15 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	98,6	1,017	1,01	-0,7
	5	94,4	0,974	0,98	0,6
	10	78	0,805	0,81	0,6
	15	63,8	0,659	0,66	0,2
	20	52,1	0,538	0,54	0,4
x- Richtung	2	97,8	1,027	1,02	-0,7
	5	94,5	0,992	0,99	-0,2
	10	77,6	0,815	0,82	0,6

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 20 cm × 20 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	99,2	1,045	1,04	-0,5
	5	93,6	0,986	1,00	1,4
	10	77,8	0,819	0,83	1,3
	15	64,1	0,675	0,68	0,7
	20	52,5	0,553	0,56	1,3
x- Richtung	2	98,9	1,063	1,05	-1,2
	5	93,6	1,007	1,01	0,3
	10	77,6	0,834	0,84	0,7

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 10 cm nach Formel 3.4

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	96,2	0,938	0,92	-1,9
	5	95,7	0,934	0,92	-1,5
	10	77,5	0,756	0,75	-0,8
	15	62,1	0,606	0,6	-1,0
	20	50,1	0,488	0,49	0,4

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 5 cm × 15 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	96,6	0,957	0,95	-0,7
	5	95,2	0,943	0,94	-0,3
	10	77,3	0,766	0,76	-0,8
	15	62,2	0,616	0,62	0,6
	20	50,1	0,495	0,49	-1,0

Die Messung in x-Richtung entfällt da der Bereich außerhalb des Feldes liegt.

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 15 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	97,8	1,003	0,99	-1,3
	5	94,5	0,969	0,97	0,1
	10	77,9	0,798	0,8	0,3
	15	63,3	0,648	0,65	0,3
	20	51,5	0,527	0,53	0,6
x- Richtung	2	97,3	0,992	0,99	-0,2
	5	94,8	0,966	0,96	-0,6
	10	77,5	0,790	0,79	0,0

Abweichungen der berechneten (calc) und den gemessenen (meas) Dosen der Feldgröße 10 cm × 20 cm nach *Formel 3.4*

	Messtiefe [cm]	rel. Dosis (meas) [%]	abs. Dosis (meas) [Gy]	abs. Dosis (calc) [Gy]	Abweichung [%]
zentral	2	98,5	1,020	1,00	-2,0
	5	94,1	0,975	0,98	0,5
	10	77,5	0,802	0,8	-0,2
	15	63,2	0,654	0,66	0,9
	20	51,5	0,533	0,54	1,3
x- Richtung	2	97,9	1,007	1,00	-0,7
	5	94,5	0,972	0,96	-1,2
	10	77,3	0,795	0,79	-0,6

Anlagen, Teil 7

Berechnung der Messunsicherheiten, die durch die Messmittel hervorgerufen werden.

Die Berechnung des Korrektionsfaktors der Luftdichte erfolgt nach:

$$k_{\rho} = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{T}{T_0}$$

Daraus ergibt sich die Berechnung des Größtfehlers nach:

$$\Delta k_{\rho} = \left| \frac{\partial k_{\rho}}{\partial p} \cdot \Delta p \right| + \left| \frac{\partial k_{\rho}}{\partial T} \cdot \Delta T \right|$$

Die Bildung des totalen Differentials führt zu:

$$\Delta k_{\rho} = \left| -\frac{p_0}{p^2} \cdot \frac{T}{T_0} \cdot \Delta p \right| + \left| \frac{p_0}{p} \cdot \frac{1}{T_0} \cdot \Delta T \right|$$

Mit $p=972,3 \text{ hPa}$, $p_0=1013,25 \text{ hPa}$, $T=295,65 \text{ K}$ und $T_0=293,15 \text{ K}$ sowie $\Delta T=0,1 \text{ K}$ und $\Delta p=1,5 \text{ hPa}$ ergibt sich

$$\Delta k_{\rho} = \left| -\frac{1013,25 \text{ hPa}}{(972,3 \text{ hPa})^2} \cdot \frac{295,65 \text{ K}}{293,15 \text{ K}} \cdot 1,5 \text{ hPa} \right| + \left| \frac{1013,25 \text{ hPa}}{972,3 \text{ hPa}} \cdot \frac{1}{293,15 \text{ K}} \cdot 0,1 \text{ K} \right| = 1,96 \cdot 10^{-3}$$

Nachfolgend sind die ermittelten Werte der Korrektionsfaktoren und der gemessenen Dosen, sowie deren Abweichungen aufgezeigt.

Korrektionsfaktor der Messortverschiebung	$k_r = 1,008 \pm 0,0 \%$
Korrektionsfaktor der Luftdichte	$k_{\rho} = 1,051 \pm 0,2 \% \triangleq \pm 2,1 \cdot 10^{-3}$
Korrektionsfaktor der Strahlungsqualität	$k_Q = 0,988 \pm 1,0 \% \triangleq \pm 9,9 \cdot 10^{-3}$
Korrektionsfaktor der Rekombinationsverluste	$k_S = 1,001 \pm 0,1 \% \triangleq \pm 1,0 \cdot 10^{-3}$
Korrektionsfaktor des Polaritätseffekts	$k_{\text{pol}} = 1,00 \pm 0,2 \% \triangleq \pm 2 \cdot 10^{-3}$

Messwert der Absolutdosimetrie

$$M = 0,649 \text{ Gy} \pm 1,1 \% \triangleq \pm 7,1 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}$$

Korrigierter Messwert

$$D_W = 1,007 \text{ Gy}$$

Der absolute Größtfehler der gemessenen Dosiswerte wird *durch die Gleichung 3.6* ermittelt:

$$\Delta D_W = \left| \frac{\partial D_W}{\partial k_\rho} \cdot \Delta k_\rho \right| + \left| \frac{\partial D_W}{\partial k_Q} \cdot \Delta k_Q \right| + \left| \frac{\partial D_W}{\partial k_S} \cdot \Delta k_S \right| + \left| \frac{\partial D_W}{\partial k_{pol}} \cdot \Delta k_{pol} \right| + \left| \frac{\partial D_W}{\partial M} \cdot \Delta M \right|$$

Durch die Bildung des totalen Differentials der Beiträge des absoluten Größtfehlers erhält man:

$$\begin{aligned} \Delta D_W = & \left| k_r \cdot k_Q \cdot k_S \cdot k_{pol} \cdot M \cdot \Delta k_\rho \right| + \left| k_r \cdot k_\rho \cdot k_S \cdot k_{pol} \cdot M \cdot \Delta k_Q \right| + \left| k_r \cdot k_\rho \cdot k_Q \cdot k_{pol} \cdot M \cdot \Delta k_S \right| \\ & + \left| k_r \cdot k_\rho \cdot k_Q \cdot k_S \cdot M \cdot \Delta k_{pol} \right| + \left| k_r \cdot k_\rho \cdot k_Q \cdot k_S \cdot k_{pol} \cdot \Delta M \right| \end{aligned}$$

Durch das Einsetzen der angegebenen Werte und deren Abweichungen folgt:

$$\Delta D_W = 1,4 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} + 6,8 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} + 6,8 \cdot 10^{-4} \text{ Gy} + 1,4 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} + 7,4 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} = 0,018 \text{ Gy}$$

$$D_W = 1,007 \text{ Gy} \pm 0,018 \text{ Gy} \triangleq \pm 1,8\%$$

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Chemnitz, den 14. September 2014

Daniel Günsche